

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5225996号
(P5225996)

(45) 発行日 平成25年7月3日(2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日(2013.3.22)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 18/12 (2006.01)

A 6 1 B 17/39

請求項の数 10 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2009-531474 (P2009-531474)
 (86) (22) 出願日 平成19年10月5日 (2007.10.5)
 (65) 公表番号 特表2010-505522 (P2010-505522A)
 (43) 公表日 平成22年2月25日 (2010.2.25)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2007/021440
 (87) 国際公開番号 W02008/045350
 (87) 国際公開日 平成20年4月17日 (2008.4.17)
 審査請求日 平成22年9月13日 (2010.9.13)
 (31) 優先権主張番号 60/850,214
 (32) 優先日 平成18年10月6日 (2006.10.6)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 507362281
 タイコ ヘルスケア グループ リミテッ
 ド パートナーシップ
 アメリカ合衆国 コネチカット 0647
 3, ノース ハイブン, ミドルタウン
 アベニュー 60
 (74) 代理人 100107489
 弁理士 大塩 竹志
 (72) 発明者 マークジック, スタニスラフ
 アメリカ合衆国 コネチカット 0661
 4, スタンフォード, ア リバー ペ
 ンド ロード 113

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 可撓性の関節運動シャフトを有する内視鏡血管封着器および分割器

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

組織を治療するための電気外科器具であって、
 シャフトを有するハウジングであって、

該シャフトは、該ハウジングから延在し、該シャフトを通り画定される軸 A - A を有し、該シャフトは、少なくとも部分的に可撓性であり、その遠位端に取り付けられた第 1 および第 2 の顎部材を含み、各顎部材は、導電性組織接触面が、それらの間に保持された組織を介して電気外科的エネルギーを伝導することができるように、該電気外科的エネルギー源に接続するように適合された導電性組織接触面を含む、ハウジングと、

該ハウジング内に配置された駆動アセンブリであって、該駆動アセンブリは、駆動ロッドの往復運動のために該駆動ロッドに操作可能に連結された第 1 のアクチュエータを含み、該第 1 のアクチュエータの作動は、該駆動ロッドを往復運動させ、それは、次に、組織を係合するために該顎部材を互いに対して離間した第 1 の位置から互いに近接した第 2 の位置に移動させる、駆動アセンブリと、

該シャフトを関節運動するように作動可能である、該ハウジング上に配置された第 2 のアクチュエータと、

該第 1 の位置に配置されるとき、製造業者が該顎部材の相対距離を調整することを可能にする駆動ロッドに連結された調整アクチュエータとを備え、

該シャフトの可撓性部分は、入れ子のように直列に配列された複数の接合部を含み、
 そして、各接合部は、その中の該駆動ロッドの往復運動を可能にするように、それを介

10

20

して画定される少なくとも１つの管腔を含む、組織を治療するための電気外科器具。

【請求項２】

各接合部は、その中に形成される中心管腔と、該中心管腔の両側に形成される１対の対向管腔とを含み、前記電気外科器具は、軸Ａ－Ａに対して前記シャフトの前記可撓性部分を関節運動させるために互いに対して可動の、該それぞれの対向管腔を介して摺動自在に延在可能な１対の関節運動ケーブルを含む、請求項１に記載の組織を治療するための電気外科器具。

【請求項３】

前記駆動ロッドは、可撓性である、請求項１に記載の組織を治療するための電気外科器具。

10

【請求項４】

前記第２のアクチュエータは、前記シャフトを介して摺動自在に延在可能な１対の関節運動ケーブルを往復運動させるための滑車システムに動作可能に連結される、前記ハウジング上に配置される少なくとも１つのユーザが作動可能な構成部品を有する関節運動アセンブリを含む、請求項１に記載の組織を治療するための電気外科器具。

【請求項５】

前記関節運動アセンブリは、前記１対の関節運動ケーブルを前記滑車システム内に方向付け、該関節運動ケーブルを事前緊張するための少なくとも１つのガイドを含む、請求項４に記載の組織を治療するための電気外科器具。

【請求項６】

20

組織を治療するための電気外科器具であって、
シャフトを有するハウジングであって、

該シャフトは、該ハウジングから延在し、該シャフトを通り画定される軸Ａ－Ａを有し、該シャフトは、少なくとも部分的に可撓性であり、その遠位端に取り付けられた第１および第２の顎部材を含み、各顎部材は、導電性組織接触面が、それらの間に保持された組織を介して電気外科的エネルギーを伝導することができるように、該電気外科的エネルギー源に接続するように適合された導電性組織接触面を含む、ハウジングと、

該ハウジング内に配置された駆動アセンブリであって、該駆動アセンブリは、駆動ロッドの往復運動のために該駆動ロッドに操作可能に連結された４棒機械的連携部を含み、該４棒機械的連携部の作動は、該駆動ロッドを往復運動させ、それは、次に、組織に係合するために該顎部材を互いに対して離間した第１の位置から互いに近接した第２の位置に移動させる、駆動アセンブリと、

30

該シャフトを関節運動するように作動可能である、該ハウジング上に配置された第２のアクチュエータと、

該第１の位置に配置されるとき、製造業者が該顎部材の相対距離を調整することを可能にする駆動ロッドに連結された調整アクチュエータとを備え、

該シャフトの可撓性部分は、入れ子のように直列に配列された複数の接合部を含み、

そして、各接合部は、その中の該駆動ロッドの往復運動を可能にするように、それを介して画定される少なくとも１つの管腔を含む、組織を治療するための電気外科器具。

【請求項７】

40

組織を治療するための電気外科器具であって、
シャフトを有するハウジングであって、

該シャフトは、該ハウジングから延在し、該シャフトを通り画定される軸Ａ－Ａを有し、該シャフトは、少なくとも部分的に可撓性であり、その遠位端に取り付けられた第１および第２の顎部材を含み、各顎部材は、導電性組織接触面が、それらの間に保持された組織を介して電気外科的エネルギーを伝導することができるように、該電気外科的エネルギー源に接続するように適合された導電性組織接触面を含む、ハウジングと、

駆動ロッドの往復運動のために該駆動ロッドに操作可能に連結された駆動アセンブリを含む該ハウジング内に配置された駆動アセンブリであって、

該駆動アセンブリの作動は、該駆動ロッドを往復運動させ、それは、次に、組織に係

50

合するために該顎部材を互いに対して離間した第 1 の位置から互いに近接する第 2 の位置に移動させる、駆動アセンブリと、

該シャフトを関節運動するように作動可能である該ハウジング上に配置された第 2 のアクチュエータと、

該駆動ロッドに連結される調整アクチュエータであって、

調整アクチュエータは、製造業者が、該第 1 の位置に配置される際の該顎部材の相対距離を調節することを可能にする、調整アクチュエータとを備え、

該シャフトの可撓性部分は、入れ子のように直列に配列された複数の接合部を含み、

そして、各接合部は、その中の該駆動ロッドの往復運動を可能にするように、それを介して画定される少なくとも 1 つの管腔を含む、組織を治療するための電気外科器具。

10

【請求項 8】

前記シャフトの可撓性部分は、該可撓性シャフトの少なくとも一部を形成するように、入れ子のように直列に配列された複数の接合部を含み、各接合部は、その中に形成された中心管腔と、該中心管腔の両側に形成される 1 対の対向管腔とを含み、前記電気外科器具は、軸 A - A に対して該シャフトを関節運動させるために互いに対して可動の、該それぞれの対向管腔を介して摺動自在に延在可能な 1 対の関節運動ケーブルを含む、請求項 7 に記載の組織を治療するための電気外科器具。

【請求項 9】

前記第 2 のアクチュエータは、前記シャフトを介して摺動自在に延在可能な 1 対の関節運動ケーブルを往復運動させるための滑車システムに動作可能に連結される、前記ハウジング上に配置される少なくとも 1 つのユーザが作動可能な構成部品を有する関節運動アセンブリを含む、請求項 7 に記載の組織を治療するための電気外科器具。

20

【請求項 10】

前記関節運動アセンブリは、前記 1 対の関節運動ケーブルを前記滑車システム内に方向付け、該関節運動ケーブルを事前緊張するための少なくとも 1 つのガイドを含む、請求項 9 に記載の組織を治療するための電気外科器具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

(関連出願の引用)

30

本出願は、米国仮特許出願第 60 / 850 , 214 号 (2006 年 10 月 6 日出願、出願人: Eric Taylor 他、名称「ENDOSCOPIC VESSEL SEALER AND DIVIDER HAVING A FLEXIBLE ARTICULATING SHAFT」) に基づく優先権の利益を主張する。この仮出願の内容は、参照により本明細書に引用される。

【0002】

(技術分野)

本発明は、電気外科鉗子に関し、より具体的には、本発明は、細長く、略可撓性、かつ関節運動型のシャフトを利用した、組織を封着および / または切断するための内視鏡電気外科鉗子に関する。

40

【背景技術】

【0003】

電気外科鉗子は、組織を凝固する、焼灼させるおよび / または封着するために、組織および血管を加熱することにより止血させる機械的締め付け作用および電気エネルギーの両方を利用する。開口外科手技で使用するための開口鉗子の代替として、現代の外科医の多くは、より小さな穿刺様切開を介して器官に遠隔でアクセスするための内視鏡および内視鏡器具を使用する。その直接的な結果として、患者は、少ない瘢痕および治療にかかる時間の減少の利益を享受する傾向がある。

【0004】

概して、内視鏡手術は、体壁を介して切開すること、例えば、卵巣、子宮、胆嚢、腸、

50

腎臓、虫垂等を観察および／または手術することを含む。ほんの数例を挙げると、関節鏡検査、腹腔鏡検査（骨盤鏡検査）、胃腸鏡検査および喉頭気管支鏡検査を含む、多くの一般的な内視鏡外科手技がある。典型的に、トロカールは、それを介して内視鏡手術が行われる切開を生成するために使用される。

【 0 0 0 5 】

トロカール管またはカニューレ装置は、内視鏡手術道具のアクセスを提供するために、腹壁内に延在され、そこに留置される。カメラまたは内視鏡は、概してネーバル切開部にあり、体腔の目視検査および拡大を可能にする比較的大直径のトロカール管を介して挿入される。次いで、外科医は、付加的なカニューレを通り抜けるように設計された鉗子、カッター、アプリケーション等の特殊計装を活用して、手術部位における診断および治療手技を行うことができる。したがって、主要な筋肉を介して切断する大切開（典型的には、12インチ以上）の代わりに、内視鏡手術を受ける患者は、サイズ5から10ミリメートルのより美容的に有利な切開を受け入れる。したがって、回復はより早急であり、患者は従来の手術よりも麻酔をあまり必要としない。さらに、手術野が大きく拡大するために、外科医は、より上手に、血管を切開し、失血を制御することができる。

【 0 0 0 6 】

手術の外傷を減少するための継続的な努力の中で、現在では、標的組織にアクセスするために、自然の開口部（例えば、口または肛門）を使用して、腹壁におけるいかなる切開もなく病状を診断および外科的に治療するための手技を行う可能性への関心が高まっている。そのような手技は、場合によっては、管腔内手技、経腔的手技、または自然開口部経腔的内視鏡手術（natural orifice transluminal endoscopic surgery:「NOTES」）と称される。そのような管腔内手技の多くは依然として開発されているが、それらは、概して、標的組織へのアクセスを提供するために、可撓性内視鏡器具または可撓性カテーテルを利用する。管腔内手技は、例えば、食道における胃食道逆流症の治療ならびに結腸からのポリープの除去を含む、管腔内の状態を治療するために使用されている。一部の場合において、医師は、消化管の管腔境界の範囲を超え、腹腔内手技を行う。例えば、可撓性内視鏡器具使用手段を使用して、種々の手技を行うために、胃壁を穿刺することができ、内視鏡を腹膜腔内に前進させることができる。

【 0 0 0 7 】

そのような管腔内技術を使用して、診断的探索、肝生検、胆嚢摘出術、脾摘出術、および卵管結紮が動物モデルにおいて行われていると報告されている。腹腔内治療介入の完了後、内視鏡器具使用手段は、胃内へ縮退し、穿刺は閉鎖される。また、肛門または膣等の他の自然開口部は、腹膜腔へのアクセスを可能にし得る。

【 0 0 0 8 】

上記のように、多くの内視鏡および管腔内外科手技は、典型的に、血管または血管組織を切断または結紮する必要がある。しかしながら、これにより、内視鏡器具がより小さなカニューレを通り抜けられるようにする方法を探らなければならない器具製造業者に対して、最終的に設計上の課題が提示される。外科的空洞の生来の空間的考慮に起因して、外科医は、血管を縫合するか、または例えば、切断された血管を締め付けるおよび／または結紮する等の出血を制御する他の従来の方法を行うことが困難であることが多い。内視鏡電気外科鉗子を利用することによって、外科医は、顎部材を介して組織に印加される電気外科的エネルギーの強度、周波数および持続時間を単に制御することによって、出血を焼灼させる、凝固させる／乾燥させるおよび／または単に減少させるまたは遅くすることができる。大部分の小血管、つまり、直径で2ミリメートル未満の範囲にあるものは、標準的な電気外科器具および技術を使用して閉鎖することができる。しかしながら、より大きな血管が結紮されるのであれば、外科医は、内視鏡的手技を開口外科手技に転換し、それによって内視鏡手術の利点を放棄する必要があるとあり得る。あるいは、外科医は、特殊な血管封着器具を利用して、より大きな血管または組織を封着することができる。

【 0 0 0 9 】

血管を凝固させる過程は、本質的には、電気外科的血管封着とは異なると考えられる。本明細書においては、「凝固」は、組織細胞が破裂または乾燥される組織を乾燥させる過程として定義される。「血管封着」または「組織封着」は、それが融合した塊に再編成できるように、組織中のコラーゲンを液化する過程として定義される。小血管の凝固は、それらを持続的に閉鎖させるのに十分であり、一方で、より大きな血管は、持続性閉鎖を保証するように封着される必要がある。さらに、大きな組織または血管の凝固は、低破裂強度を有する悪評高い弱い近位血栓をもたらし、一方で、組織封着は、比較的高破裂強度を有し、組織封着平面に沿って効果的に切断され得る。

【0010】

より具体的には、より大きな血管（または組織）を効果的に封着するために、2つの主な機械的パラメータは正確に制御され、この2つの主な機械的パラメータは、血管（または組織）に印加される圧力と電極間の間隙距離とであり、封着血管の厚さの影響をどちらも受ける。より具体的には、圧力の正確な印加は、血管壁に対抗するために、組織を介して十分な電気外科的エネルギーを可能にするのに十分なほど低い値まで組織インピーダンスを減少させるために、組織加熱時の膨張力を克服するために、ならびに良好な封着の指標である端部組織の厚さに寄与するために重要である。典型的な融合血管壁は、0.001から0.006インチが最適であると決定されている。この範囲未満では、封着は切断または分裂される場合があり、この範囲を超える場合では、管腔は適切にまたは効果的に封着されない場合がある。

【0011】

より小さな血管に関しては、組織に印加された圧力は、あまり関連性がなくなる傾向があり、一方、導電性表面間の間隙距離は、効果的な封着に対してより重要となる。言い換えれば、2つの導電性表面が起動時に触れる可能性は、血管が小さくなるにつれて増加する。

【0012】

一貫したおよび効果的な封着を保証するための圧力範囲は、約 3 kg/cm^2 から約 16 kg/cm^2 であり、望ましくは、 7 kg/cm^2 から 13 kg/cm^2 の動作範囲内にあることが分かっている。この動作範囲内の閉鎖圧を提供することが可能な器具を製造することは、動脈、組織および他の血管束を封着するのに効果的であることが示されている。

【0013】

血管封着をもたらすのに適切な閉鎖力を提供するために、種々の加力アセンブリが過去に開発されている。例えば、共有に係る米国仮特許出願、特許文献1および特許文献2は、商標LIGASURE（登録商標）に基づき一般的に販売されているValleylabの血管封着および分割器具とともに使用するための、Tyco Healthcare LPの部門であるBoulder, ColoradoのValleylab, Inc.が開発した2つの異なる企図された作動アセンブリを開示する。これらの出願の両方の内容は、参照することによりそれら全体が本願明細書に組み込まれる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0014】

【特許文献1】米国特許出願第10/460,926号明細書

【特許文献2】米国特許出願第11/513,979号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0015】

使用中における外科医の1つの顕著な課題は、信頼性のある血管封着をもたらす上記の必要な力を生じつつ、複数の平面内の、つまり軸外(off-axis)の組織を保持するために、血管シーラのエンドエフェクタアセンブリを操作することができないことである。したがって、外科医が、外科的空洞内の異なる平面に沿って位置する血管を保持およ

10

20

30

40

50

び封着することを可能にする複数の軸に沿って操作することが可能なエンドエフェクタアセンブリを含む、内視鏡的または管腔内血管封着器具を開発することが所望されるであろう。

【 0 0 1 6 】

管腔内手技は、時折、可撓性カテーテルまたは内視鏡を使用して、自然管腔の蛇行状の解剖学的形態深部の組織にアクセスする必要がある。従来の血管封着装置は、自然管腔の蛇行状の解剖学的形態を容易には通り抜けることができない硬いシャフトのために、一部の管腔内手技での使用に適切でない場合がある。したがって、可撓性内視鏡またはカテーテルを挿入することが可能な可撓性シャフトを有する内視鏡的または管腔内血管封着器具を開発することが所望されるであろう。

10

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 7 】

本発明は、シャフトを介して画定される軸 A - A を有する、ハウジングから延在する可撓性シャフトを有するハウジングを含む、組織を治療するための電気外科器具に関する。該シャフトは、その遠位端に取り付けられた第 1 および第 2 の顎部材を含み、各顎部材は、電気外科的エネルギー源に接続するように適合された導電性組織接触面を含む。電氣的に起動されると、導電性組織接触面は、顎部材間で保持された組織を介して電気外科的エネルギーを伝導する。駆動アセンブリは、該ハウジング内に位置し、駆動ロッドの往復運動のために該駆動ロッドに操作可能に連結された第 1 のアクチュエータと、駆動ロッドの回転のために該駆動ロッドに操作可能に連結された第 2 のアクチュエータとを含む。ナイフが含まれ、該駆動ロッドの遠位端に操作可能に連結される。該第 1 のアクチュエータの作動は、組織に係合するために、該顎部材を、互いに対して離間した第 1 の位置から互いに近接した第 2 の位置に移動させる。該第 2 のアクチュエータの作動は、該顎部材間に配置された組織を切断するナイフを平行移動させるために、該軸 A - A の周りで該駆動ロッドを回転させる。

20

【 0 0 1 8 】

一実施形態において、該鉗子は、該駆動ロッドの遠位端に連結されたカムアセンブリを含む。該カムアセンブリは、該ナイフ上に配置された対応する戻り止めを嵌合係合するように構成されたその中に画定された溝のついた外周辺を有するカムハブを含む。該駆動ロッドの回転運動は、対応して該カムハブを回転させ、次に、該顎部材に対して該戻り止めおよびナイフを平行移動させる。連結装置、例えば、係止ロッドは、一方の端で、該駆動ロッドと連動するように構成され、反対端で、該カムハブ内において画定される鍵状開口部を嵌合係合するように構成される。

30

【 0 0 1 9 】

別の実施形態において、該可撓性シャフトは、該可撓性シャフトの少なくとも一部を形成するように入れ子のように直列に配列された複数の接合部を含む。各接合部は、その中の該駆動ロッドの往復運動を可能にするように、それを介して画定される少なくとも 1 つの管腔を含んでもよい。一実施形態において、各接合部は、その中に形成される中心管腔と、該中心管腔の両側に形成される 1 対の対向管腔とを含む。該電気外科器具は、軸 A - A に対して該シャフトを関節運動させるために互いに対して可動の、該それぞれの対向管腔を介して摺動自在に延在可能な 1 対の関節運動ケーブルを含んでもよい。

40

【 0 0 2 0 】

さらに別の実施形態において、軸 A - A に対して該可撓性シャフトを関節運動させるために、互いに対して 1 対の関節運動ケーブルを移動させる該ハウジングに操作可能に連結された第 3 のアクチュエータが含まれてもよい。

【 0 0 2 1 】

また、本発明は、シャフトを介して画定される軸 A - A を有する、ハウジングから延在する可撓性シャフトを有するハウジングを含む、組織を治療するための電気外科器具にも関する。エンドエフェクタアセンブリは、該顎部材が互いに対して可動となるように、旋回ピンの周りで第 1 および第 2 の顎部材を支持するためのクレビスを含む該シャフトの遠

50

位端に取り付けられる。各顎部材は、導電性組織接触面が、それらの間に保持された組織を介して電気外科的エネルギーを伝導することができるように、該電気外科的エネルギー源に接続するように適合された導電性組織接触面を含む。該顎部材はそれぞれ、その中に画定される傾斜カム表面を含み、該クレビスは、その中に画定されるスロットを含む。ナイフは、該駆動ロッドの遠位端に操作可能に連結され、駆動アセンブリは、該ハウジング内に配置される。該駆動ロッドアセンブリは、駆動ロッドの往復運動のために該駆動ロッドに操作可能に連結された第1のアクチュエータと、駆動ロッドの回転のために該駆動ロッドに操作可能に連結された第2のアクチュエータとを含む。該第1のアクチュエータの作動が、組織を係合するために、該顎部材を、互いに対して離間した第1の位置から互いに近接した第2の位置に移動させる該駆動ロッドを往復運動させ、該第2のアクチュエータの作動が、該顎部材の間に配置された組織を切断するために、該ナイフを平行移動させるように軸A-Aの周りで該駆動ロッドを回転させるように、該駆動ロッドの遠位端は、該顎部材内に画定される該カム表面と該クレビス内に画定される該スロットとの両方を係合する駆動ピンを受け入れるように構成される。

10

【0022】

一実施形態において、カムアセンブリは、その中に画定される溝のついた外周辺を有するカムハブを含む、該駆動ロッドの遠位端に連結される。該溝のついた外周辺は、該ナイフ上に配置される対応する戻り止めを嵌合係合するように構成され、該駆動ロッドの回転運動は、対応して該カムハブを回転させ、次に、該顎部材に対して該戻り止めとナイフを平行移動させる。該駆動ロッドは、駆動ロードの軸方向運動が該ナイフを往復運動させないように、該カムハブ内で摺動自在に受け入れられる。

20

【0023】

また、本発明は、シャフトを介して画定される軸A-Aを有する、ハウジングから延在するシャフトを有するハウジングを含む、組織を治療するための電気外科器具にも関する。該シャフトは、少なくとも部分的に可撓性であり、その遠位端に取り付けられた第1および第2の顎部材を含む。各顎部材は、導電性組織接触面が、それらの間に保持された組織を介して電気外科的エネルギーを伝導することができるように、該電気外科的エネルギー源に接続するように適合された導電性組織接触面を含む。駆動アセンブリは、該ハウジング内に配置され、組織を係合するために、該顎部材を、互いに対して離間した第1の位置から互いに近接する第2の位置に移動させるために、可撓性駆動ロッドの往復運動のために該可撓性駆動ロッドに操作可能に連結される第1のアクチュエータを有する。第2のアクチュエータは、該ハウジング上に配置され、該シャフトを関節運動するように作動可能である。

30

【0024】

一実施形態において、該シャフトの可撓性部分は、入れ子のように直列に配列された複数の接合部を含む。各接合部は、その中の該駆動ロッドおよび関節運動ケーブルの往復運動を可能とするために、それを介して画定される1つ以上の管腔を含むように構成されてもよい。

【0025】

一実施形態において、該第2のアクチュエータは、該シャフトを介して該関節運動ケーブルを往復運動させるための滑車システムに動作可能に連結される、該ハウジング上に配置される1つ以上のユーザが作動可能な構成部品（例えば、ホイール）を有する関節運動アセンブリを含む。また、該関節運動アセンブリは、該1対の関節運動ケーブルを該滑車システム内に方向付け、該関節運動ケーブルを事前緊張するための1つ以上のガイドを含んでもよい。

40

【0026】

別の実施形態において、該駆動アセンブリは、駆動ロッドに操作可能に連結される4棒機械的連携部を含み、該4棒機械的連携部の作動は、組織を係合するために、該顎部材を、互いに対して離間した第1の位置から互いに近接する第2の位置に移動させる該駆動ロッドを往復運動させる。

50

【 0 0 2 7 】

さらに別の実施形態において、調整アクチュエータは、製造業者が、該第 1 の位置に配置された際の該顎部材の相対距離を調整することを可能にする該駆動ロッドに連結される。

例えば、本発明は以下を提供する。

(項目 1)

組織を治療するための電気外科器具であって、

シャフトを有するハウジングであって、

上記シャフトは、上記ハウジングから延在し、上記シャフトを通り画定される軸 A - A を有し、上記シャフトは、少なくとも部分的に可撓性であり、その遠位端に取り付けられた第 1 および第 2 の顎部材を含み、各顎部材は、導電性組織接触面が、それらの間に保持された組織を介して電気外科的エネルギーを伝導することができるように、上記電気外科的エネルギー源に接続するように適合された導電性組織接触面を含む、ハウジングと、

上記ハウジング内に配置された駆動アセンブリであって、上記駆動アセンブリは、駆動ロッドの往復運動のために上記駆動ロッドに操作可能に連結された第 1 のアクチュエータを含み、上記第 1 のアクチュエータの作動は、上記駆動ロッドを往復運動させ、それは、次に、組織に係合するために上記顎部材を互いに対して離間した第 1 の位置から互いに近接した第 2 の位置に移動させる、駆動アセンブリと、

上記シャフトを関節運動するように作動可能である、上記ハウジング上に配置された第 2 のアクチュエータと

を備える、組織を治療するための電気外科器具。

(項目 2)

上記シャフトの可撓性部分は、入れ子のように直列に配列された複数の接合部を含む、項目 1 に記載の組織を治療するための電気外科器具。

(項目 3)

各接合部は、その中の上記駆動ロッドの往復運動を可能にするように、それを介して画定される少なくとも 1 つの管腔を含む、項目 2 に記載の組織を治療するための電気外科器具。

(項目 4)

各接合部は、その中に形成される中心管腔と、上記中心管腔の両側に形成される 1 対の対向管腔とを含み、上記電気外科器具は、軸 A - A に対して上記シャフトの上記可撓性部分を関節運動させるために互いに対して可動の、上記それぞれの対向管腔を介して摺動自在に延在可能な 1 対の関節運動ケーブルを含む、項目 2 に記載の組織を治療するための電気外科器具。

(項目 5)

上記駆動ロッドは、可撓性である、項目 1 に記載の組織を治療するための電気外科器具。

(項目 6)

上記第 2 のアクチュエータは、上記シャフトを介して摺動自在に延在可能な 1 対の関節運動ケーブルを往復運動させるための滑車システムに動作可能に連結される、上記ハウジング上に配置される少なくとも 1 つのユーザが作動可能な構成部品を有する関節運動アセンブリを含む、項目 1 に記載の組織を治療するための電気外科器具。

(項目 7)

上記関節運動アセンブリは、上記 1 対の関節運動ケーブルを上記滑車システム内に方向付け、上記関節運動ケーブルを事前緊張するための少なくとも 1 つのガイドを含む、項目 6 に記載の組織を治療するための電気外科器具。

(項目 8)

組織を治療するための電気外科器具であって、

シャフトを有するハウジングであって、

上記シャフトは、上記ハウジングから延在し、上記シャフトを通り画定される軸 A -

10

20

30

40

50

Aを有し、上記シャフトは、少なくとも部分的に可撓性であり、その遠位端に取り付けられた第1および第2の顎部材を含み、各顎部材は、導電性組織接触面が、それらの間に保持された組織を介して電気外科的エネルギーを伝導することができるように、上記電気外科的エネルギー源に接続するように適合された導電性組織接触面を含む、ハウジングと、

上記ハウジング内に配置された駆動アセンブリであって、上記駆動アセンブリは、駆動ロッドの往復運動のために上記駆動ロッドに操作可能に連結された4棒機械的連携部を含み、上記4棒機械的連携部の作動は、上記駆動ロッドを往復運動させ、それは、次に、組織を係合するために上記顎部材を互いに対して離間した第1の位置から互いに近接した第2の位置に移動させる、駆動アセンブリと、

上記シャフトを関節運動するように作動可能である、上記ハウジング上に配置された第2のアクチュエータと

を備える、組織を治療するための電気外科器具。

(項目9)

組織を治療するための電気外科器具であって、

シャフトを有するハウジングであって、

上記シャフトは、上記ハウジングから延在し、上記シャフトを通り画定される軸A-Aを有し、上記シャフトは、少なくとも部分的に可撓性であり、その遠位端に取り付けられた第1および第2の顎部材を含み、各顎部材は、導電性組織接触面が、それらの間に保持された組織を介して電気外科的エネルギーを伝導することができるように、上記電気外科的エネルギー源に接続するように適合された導電性組織接触面を含む、ハウジングと、

駆動ロッドの往復運動のために上記駆動ロッドに操作可能に連結された駆動アセンブリを含む上記ハウジング内に配置された駆動アセンブリであって、

上記駆動アセンブリの作動は、上記駆動ロッドを往復運動させ、それは、次に、組織を係合するために上記顎部材を互いに対して離間した第1の位置から互いに近接する第2の位置に移動させる、駆動アセンブリと、

上記シャフトを関節運動するように作動可能である上記ハウジング上に配置された第2のアクチュエータと、

上記駆動ロッドに連結される調整アクチュエータであって、

調整アクチュエータは、製造業者が、上記第1の位置に配置される際の上記顎部材の相対距離を調節することを可能にする、調整アクチュエータと

を備える、組織を治療するための電気外科器具。

(項目10)

上記シャフトの可撓性部分は、上記可撓性シャフトの少なくとも一部を形成するように、入れ子のように直列に配列された複数の接合部を含み、各接合部は、その中に形成された中心管腔と、上記中心管腔の両側に形成される1対の対向管腔とを含み、上記電気外科器具は、軸A-Aに対して上記シャフトを関節運動させるために互いに対して可動の、上記それぞれの対向管腔を介して摺動自在に延在可能な1対の関節運動ケーブルを含む、項目9に記載の組織を治療するための電気外科器具。

(項目11)

上記第2のアクチュエータは、上記シャフトを介して摺動自在に延在可能な1対の関節運動ケーブルを往復運動させるための滑車システムに動作可能に連結される、上記ハウジング上に配置される少なくとも1つのユーザが作動可能な構成部品を有する関節運動アセンブリを含む、項目9に記載の組織を治療するための電気外科器具。

(項目12)

上記関節運動アセンブリは、上記1対の関節運動ケーブルを上記滑車システム内に方向付け、上記関節運動ケーブルを事前緊張するための少なくとも1つのガイドを含む、項目11に記載の組織を治療するための電気外科器具。

【図面の簡単な説明】

【0028】

10

20

30

40

50

対象器具の種々の実施形態を、図面を参照して本明細書に記述する。

【図 1】図 1 は、本発明によるハウジング、可撓性シャフトおよびエンドエフェクタアセンブリを示す内視鏡鉗子の斜視図である。

【図 2】図 2 は、図 1 の可撓性シャフト（外部ケーシングなし）およびエンドエフェクタアセンブリの拡大正面斜視図である。

【図 3】図 3 は、部品を分離した可撓性シャフトおよびエンドエフェクタアセンブリの拡大後面斜視図である。

【図 4】図 4 は、エンドエフェクタアセンブリのカム機構の大拡大斜視図である。

【図 5】図 5 は、開構成で示した図 2 の可撓性シャフトおよびエンドエフェクタアセンブリの垂直断面図である。

10

【図 6】図 6 は、閉構成で示した図 2 の可撓性シャフトおよびエンドエフェクタアセンブリの垂直断面図である。

【図 7】図 7 は、エンドエフェクタアセンブリの顎部材内に配置された組織を切断するように構成された切断機構の遠位の平行移動運動を示す図 2 の可撓性シャフトおよびエンドエフェクタの垂直断面図である。

【図 8】図 8 は、非関節運動状態における図 2 のエンドエフェクタアセンブリの長手方向断面図である。

【図 9】図 9 は、関節運動状態における図 2 のエンドエフェクタアセンブリの長手方向断面図である。

【図 10】図 10 は、電気外科ケーブルおよび導線の内部電気経路を示すハウジングの断面図である。

20

【図 11】図 11 は、図 10 の詳細の指示領域の大拡大図である。

【図 12】図 12 は、本発明によるハウジング、部分的可撓性シャフトおよびエンドエフェクタアセンブリを示す内視鏡鉗子の別の実施形態の斜視図である。

【図 13】図 13 は、図 12 の部分的可撓性シャフトの拡大斜視図である。

【図 14 A】図 14 A は、図 13 の部分的可撓性シャフトの拡大分解斜視図である。

【図 14 B】図 14 B は、本発明による微調整機構の大拡大斜視図である。

【図 14 C】図 14 C は、図 12 の鉗子のハウジングの分解斜視図である。

【図 15 A】図 15 A は、その中に配置された種々の内部構成部品を示すハウジングの後面斜視図である。

30

【図 15 B】図 15 B は、その中に配置された種々の内部構成部品を示すハウジングの正面斜視図である。

【図 16 A】図 16 A は、開構成で示したエンドエフェクタアセンブリを有する図 13 の部分的可撓性シャフトの垂直断面図である。

【図 16 B】図 16 B は、開構成で示したエンドエフェクタアセンブリを有する図 13 の部分的可撓性シャフトの正面斜視図である。

【図 16 C】図 16 C は、部分的開構成で示したエンドエフェクタアセンブリを有する図 13 の部分的可撓性シャフトの底面斜視図である。

【図 17 A】図 17 A は、閉構成で示したエンドエフェクタアセンブリを有する図 13 の部分的可撓性シャフトの垂直断面図である。

40

【図 17 B】図 17 B は、閉構成で示したエンドエフェクタアセンブリを有する図 13 の部分的可撓性シャフトの正面内部斜視図である。

【図 18 A】図 18 A は、本発明に従った関節運動アセンブリの拡大内部斜視図である。

【図 18 B】図 18 B は、整列および非関節運動配向における図 13 の部分的可撓性シャフトの水平断面図である。

【図 18 C】図 18 C は、関節運動配向における図 13 の部分的可撓性シャフトの水平断面図である。

【図 19 A】図 19 A は、実質的に閉じた配向における鉗子を示すハウジングの垂直断面図である。

【図 19 B】図 19 B は、実質的に開いた配向における鉗子を示すハウジングの垂直断面

50

図である。

【図 20】図 20A - 20B は、関節運動アセンブリの歯車部材および関節運動ホイールの拡大側面斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

本発明は、電気外科鉗子に関し、より具体的には、本発明は、細長く、略可撓性、かつ関節運動型のシャフトを利用した、組織を封着および/または切断するための内視鏡電気外科鉗子に関する。一実施形態において、例えば、そのような装置は、可撓性かつ細長い本体部分またはシャフトの近位端に接続されたハンドル、ハンドルアセンブリまたは他の好適な作動機構（例えば、ロボット等）を備える。可撓性シャフトの遠位部分は、関節運動ケーブルの作動に応じて、長手方向軸から離れたエンドエフェクタの関節運動を可能にするように、1つ以上の接合部から成る関節運動部分を含む。エンドエフェクタは、可撓性シャフトの遠位端に動作可能なように支持される。エンドエフェクタは、閉位置と開位置との間で作動することができる1対の顎部を含む。顎部は、顎部間で保持される組織に電気エネルギーを供給するように適合される。また、エンドエフェクタは、顎部内で保持される組織を切断するために作動することができるナイフアセンブリも含む。

【0030】

顎部を開閉する機能、ナイフアセンブリを動作させる機能、およびエンドエフェクタを関節運動させる機能は、ハンドルにおける種々の機構の作動によって遠隔で行うことができる。機械的な動きは、可撓性シャフト内の可撓性ケーブルまたはロッドによって、可撓性シャフトを介してハンドルからエンドエフェクタに伝達されてもよい。例えば、一実施形態において、2つのケーブルは、関節運動を提供するために使用され、1つのプッシュプル式ケーブルは、顎部を開閉し、第2のプッシュプル式ケーブルは、ナイフアセンブリを作動させる。装置は、可撓性内視鏡の管腔に設置されるように適合され、次いで、患者の自然開口に挿入され、自然管腔の解剖学的形態を介して自然管腔の内部または外部の治療部位に管腔内的に移行されるように適合される。

【0031】

ここで図1～3を参照し、種々の外科手技で使用するための内視鏡血管封着鉗子10の一実施例を示し、概して、回転し、関節運動し、管状血管および血管組織を保持する、封着するおよび分割するように相互に協働する、ハウジング20、ハンドルアセンブリ30、回転アセンブリ80、関節運動アセンブリ90、トリガーアセンブリ70およびエンドエフェクタアセンブリ100を含む。図面の大部分は、内視鏡外科手技に関連して使用するための双極性封着鉗子10を図示するが、本発明は、電流ループを完了するための遠隔患者パッドを採用する単極外科手技に使用されてもよい。

【0032】

鉗子10は、エンドエフェクタアセンブリ100を機械的に係合するように寸法決定された遠位端16と、ハウジング20を機械的に係合する近位端14とを有する略可撓性シャフト12を含む。一実施形態において、シャフト12は、近位部分と遠位部分の少なくとも2つの部分を有する。シャフトの近位部分は、可撓性の管（例えば、プラスチック）の形状を成してもよく、軸方向強度（例えば、圧縮）および回転強度をもたらすために、編組スチールの管を包含してもよい。また、シャフト12の遠位部分は、可撓性であってもよいが、1つ以上の移動接合部を包含してもよい。ケーシング12'は、可撓性シャフト12の複数の内部移動接合部12aを保護するために採用されてもよい。

【0033】

一実施形態において、シャフトの近位部分は、可撓性かつ非関節運動であり、一方で、シャフト12の遠位部分は、関節運動ケーブルまたはワイヤの移動に応じて関節運動することが可能である。シャフト12がどのように屈曲するかの詳細は、図8および9に関して下記に詳述する。シャフト12の近位端14は、ハウジング20内で受け入れられ、回転アセンブリ80、関節運動型アセンブリ90および駆動アセンブリ150に接続される。付随する図面および記述において、用語「近位」は、従来通りに、ユーザにより近い鉗

子10の端部を言い、一方、用語「遠位」は、ユーザからより遠い端部を言う。

【0034】

図1で最もよく分かるように、鉗子10は、例えば発電機（図示せず）等の電気外科的エネルギー源に鉗子10を接続する電気外科ケーブル310もまた含む。Boulder, Coloradoに所在するTyco Healthcare LPの部門であるValleylabが販売するもの等の発電機は、例えば、ValleylabのLIGASURETM Vessel Sealing GeneratorおよびValleylabのForce TriadTM Generator等の電気外科的エネルギー源として使用されてもよいと考えられる。

【0035】

発電機は、絶縁された出力、付属品の独立起動および/またはTyco Healthcare LPの部門であるValleylabが所有する専有技術である所謂「Instant ResponseTM」ソフトウェアを含む、種々の安全およびパフォーマンス特徴を含んでもよい。Instant ResponseTMは、1秒間に200回組織の変化を感知し、適切な電力を維持するために電圧および電流を調整する高度フィードバックシステムである。Instant ResponseTM技術は、血管封着の1つ以上の以下の利点：全ての組織型における一貫した臨床効果、熱拡散および付随的組織損傷のリスクの減少、「発電機を強める」必要性の低下、を提供すると考えられ、低侵襲環境のために設計されている。

【0036】

ケーブル310は、図10および11に関して下記で詳述するように、それぞれが各送給経路を介して電気外科的エネルギーを、鉗子10を通してエンドエフェクタアセンブリ100に伝達するケーブルリード310a、310bおよび310cに内部で分かれる。

【0037】

ハンドルアセンブリ30は、固定ハンドル50および可動ハンドル40を含む。固定ハンドル50は、ハウジング20と一体的に付随し、ハンドル40は、鉗子10の動作に関して下記で詳述するように、固定ハンドル50に対して可動である。回転アセンブリ80は、ハウジング20と一体的に付随してもよく、シャフト12を介して画定される長手方向軸「A-A」の周りを一方の方向に約180度回転するホイール82を介して回転可能である。1つの企図される回転アセンブリ80は、共有に係る米国特許出願第10/460,926号に開示される。別の企図される回転アセンブリは、共有に係る米国特許出願第11/519,586号に開示される。両出願の全内容は、参照することにより本願明細書に組み込まれる。

【0038】

また、関節運動アセンブリ90は、ハウジング20と一体的に付随してもよく、軸「A-A」に対して矢印「B-B」の方向に、エンドエフェクタアセンブリ100を移動させるために、ホイール92を介して動作可能である。ホイール92は、ハウジング側に配置される等の代替的な構成で提供されてもよい。また、ホイール92は、レバー、トラックボール、ジョイスティック等の関節運動アセンブリ90を関節運動させるために、他の機構に代替されてもよい。関節運動アセンブリ90に関する詳細は、図8および9を参照して下記に詳述する。

【0039】

上記のように、エンドエフェクタアセンブリ100は、シャフト12の遠位端16で取り付けられ、1対の対向顎部材110および120を含む。ハンドルアセンブリ30の可動ハンドル40は、顎部材110および120が互いに対して離間して配置される開位置から、顎部材110および120がそれらの間で組織を保持するように協働する締め付けまたは閉位置に、顎部材110および120を移動させるように、共に機械的に協働する駆動アセンブリ150に最終的に接続される。

【0040】

ここで本発明の鉗子ハウジング20、シャフト12およびエンドエフェクタアセンブリ

10

20

30

40

50

100のより詳細な特徴を参照すると、可動ハンドル40は、後述するように、互いに対する顎部材110および120の移動させるように、固定ハンドル50に対する第1の位置から固定ハンドル50に近接した第2の位置に旋回ピン29の周囲で選択的に可動である。可動ハンドルは、それを介して旋回ピン29を受け入れるためのその上端にそれぞれが開口部を有する1対の上フランジを形成するクレビス45を含む。同様に、ピン29は、ハウジング20の両側に配置される。

【0041】

また、クレビス45は、ハンドル40の旋回移動が、駆動アセンブリ150に対してフランジを強制し、そして顎部材110および120を閉鎖させることができるように、長手方向軸「A-A」に沿って整列し、駆動アセンブリ150に当接する加力フランジまたは駆動フランジ（図示せず）も含む。可動ハンドル40の下端は、可動ハンドル40に搭載され、固定ハンドル50に対して可動ハンドル40に係止するために、固定ハンドル50内に配置された所定のチャンネル51内に乗るT字形遠位端95を含む、フランジ91を含む。

【0042】

エンドエフェクタアセンブリ100は、封着目的で、組織を効果的に保持するように協働する対向顎部材110および120を含む。エンドエフェクタアセンブリ100は、片側可動アセンブリとして設計されてもよく、つまり、顎部材120は、シャフト12に対して固定され、顎部材110は、組織を保持するために旋回ピン103の周りで旋回するか、または両側可動アセンブリ、つまり、顎部材110および120の両方が、軸「A-A」に対して移動する。駆動ロッド142または駆動スリーブは、駆動アセンブリ150に操作可能に連結され、互いに対して顎部材110および120を作動させる、つまり旋回させるために、ハンドル50に対するハンドル40の動きを介して選択的に往復可能である。装置の実施形態において、駆動ロッド142は、可撓性であり、例えば、ケーブルであってもよい。

【0043】

本発明の開示による特定の一実施形態において、ならびに図1～3に最もよく例証されているように、ナイフチャンネル115aおよび115bは、それぞれ上部および/または下部顎部材110および120内で画定されてもよい。ナイフチャンネル115aおよび115bは、顎部材110および120が閉位置にある時に、ブレード185が、顎部材110および120間で保持される組織を切断するために、選択的に往復運動され得るように、それぞれ顎部材110および120の中心を通り抜けるように寸法決定される。ブレード185は、顎部材110および120が閉鎖されている時にのみ、ブレード185（またはエンドエフェクタアセンブリ100もしくは駆動アセンブリ150との組み合わせでのブレード185）が、組織を介して前進し得、したがって、組織を介するブレード185の偶発性または早発起動を防ぐことができるように、構成されてもよい。

【0044】

図2および3に最もよく示されるように、顎部材110は、絶縁顎部ハウジング114および導電性表面112を含む。絶縁体114は、型打ちすることによって、オーバーモールドすることによって、型打ちした導電性封着プレートをオーバーモールドすることによって、および/または金属射出成形シートプレートをオーバーモールドすることによって、導電性封着表面112を確実に係合するように寸法決定される。これらの製造技術の全ては、絶縁顎部ハウジング114で実質的に包囲される導電性表面112を有する顎部材110を生成する。また、顎部材110は、ケーブルリード311を、封着表面112との電氣的導通に誘導するように設計される1つ以上のワイヤガイドまたはチャンネル（図示せず）を含んでもよい。

【0045】

導電性表面112および絶縁顎部ハウジング114は、組立て時に、ナイフブレード185の往復運動のために、それを介して画定される長手方向に配向されたスロット115aを形成する。ナイフチャンネル115aは、形成された組織封着に沿って組織を効果的か

10

20

30

40

50

つ正確に分離させるために、好適な切断面に沿ったナイフブレード 1 8 5 の長手方向の延在を容易にするように、顎部材 1 2 0 内に画定される対応するナイフチャネル 1 1 5 b に協働することが想定される。

【 0 0 4 6 】

顎部材 1 2 0 は、絶縁顎部ハウジング 1 2 4 と、絶縁顎部ハウジング 1 2 4 を確実に係合するように寸法決定される導電性封着表面 1 2 2 等の顎部材 1 1 0 と同様の要素を含む。同様に、導電性表面 1 2 2 および絶縁顎部ハウジング 1 2 4 は、組立て時に、ナイフブレード 1 8 5 の往復運動のために、それを介して画定される長手方向に配向されたチャネル 1 1 5 a を含む。上記のように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 が組織の周囲で閉鎖される場合、ナイフチャネル 1 1 5 a および 1 1 5 b は、組織封着に沿って組織を切断するために、遠位方向にナイフ 1 8 5 の長手方向の延在を可能にする。単一のナイフチャネル、例えば、1 1 5 b が、特定の目的に応じて、2 つの顎部材のうち的一方、例えば、顎部材 1 2 0 内に完全に配置されてもよい。顎部材 1 2 0 は、顎部材 1 1 0 に関する上記と同様の方法で組立てられてもよい。

10

【 0 0 4 7 】

顎部材 1 2 0 は、組織の保持および操作を容易にし、組織の封着および切断時の対向顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間の間隙「G」（図 7 参照）を画定するために、導電性封着表面 1 2 2 の内部対向面上に配置された一連の停止部材 7 5 0 を含む。効果的かつ確実に組織を封着するのに好適な導電性封着表面 1 1 2 と 1 2 2 との間の間隙「G」は、約 0 . 0 0 1 から約 0 . 0 0 6 インチである。停止部材 7 5 0 は、特定の目的に応じて、または所望の結果を達成するために、一方または両方の顎部材 1 1 0 および 1 2 0 上に採用されてもよい。停止部材 7 5 0 は、導電性封着プレート 1 2 2 上に熱的に噴射されてもよく、当技術分野において既知の任意の他の方法で堆積または付着されてもよい。さらに、停止部材 7 5 0 は、特定の顎部構成または所望の手術結果に応じて、導電性顎部表面 1 1 2 および 1 2 2 に沿って任意の構成で配置されてもよい。

20

【 0 0 4 8 】

一実施形態において、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、シャフト 1 2（またはシャフト 1 2 を包囲するスリーブ（図示せず））の端部に係合され、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 のピボット 1 0 3 の周りを回転するように（回転アセンブリ 8 0 を介して）動作可能である。リード 3 1 1 は、第 1 の電位を顎部材 1 1 0 に運び、第 2 の電位が、駆動ロッド 1 4 2（あるいは、上記のスリーブ）を通じて顎部材 1 2 0 に移される。起動すると、2 つの電位は、導電性封着プレート 1 1 2 と 1 2 2 との間に保持された組織を通じて電気エネルギーを伝達する。鉗子 1 0 を介したリード 3 1 1 の 1 つの企図される電氣的構成に関する詳細は、図 1 0 および 1 1 を参照して後述する。

30

【 0 0 4 9 】

駆動ロッド 1 4 2 の近位への移動は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉位置に旋回させる。より具体的には、作動すると、ハンドル 4 0 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉鎖するために、概して近位方向で、往復運動する駆動ロッド 1 4 2 をクレビス 4 5 に引っ張らせる旋回ピン 2 9 の周りで、略弓形に固定ハンドル 5 0 に向けて移動する。さらに、ハンドル 4 0 の近位回転は、ナイフ 1 8 5 の選択的作動のために、固定フランジ 7 1 に、トリガーアセンブリ 7 0 を解放させる、つまり「解除させる」。

40

【 0 0 5 0 】

1 つの企図される鉗子 1 0、つまり、駆動アセンブリ 1 5 0、トリガーアセンブリ 7 0 および回転アセンブリ 8 0 の内部作業構成部品の動作特徴および相対運動は全て、共有に係る米国特許出願第 1 0 / 4 6 0 , 9 2 6 号に記載され、その全内容は、参照することにより本願明細書に組み込まれる。

【 0 0 5 1 】

上記のように、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 は、封着が所望されるまで、組織を操作および保持するために開かれ、閉じられ、回転され、および関節運動されてもよい。これにより、起動および封着に先立って、ユーザが、鉗子 1 0 を位置付けるおよび再位置付けるこ

50

とを可能にする。図4に例証されるように、エンドエフェクタアセンブリ100は、回転アセンブリ80の回転ノブ82の回転を介して、長手方向軸「A-A」の周りを回転可能である。また、エンドエフェクタアセンブリ100は、図8および9を参照して下記に詳述するように、矢印「B-B」の方向において一方の方向に関節運動されてもよい。組織が保持されると(約 3 kg/cm^2 から約 16 kg/cm^2 の必要な圧力範囲内で)、次いで、ユーザは、組織を効果的に封着するために、電気外科的エネルギーを選択的に印加する。封着されると、次いで、ユーザは、組織封着に沿って組織を切断するために、トリガーアセンブリ70を作動することによってナイフ185を選択的に前進させる。

【0052】

1つの企図されるトリガーアセンブリ70の動作特徴および相対運動は、上記の共有に係る米国特許出願第10/460,926号に記載される。一実施形態において、例えば、トリガーアセンブリ70の作動により、シャフト12を通じて延在し、ナイフ185に動作可能なように連結されるケーブルは、それによって組織封着に沿って組織を切断するように、遠位で移動する。別の実施形態において、トリガーアセンブリは、トリガーアセンブリの作動を、シャフト12を通じて延在するケーブルの回転運動に変換するギアリングを含む。

【0053】

また、1つの企図される駆動アセンブリ150は、米国特許出願第10/460,926号にも開示され、これは、顎部材110および120を開閉させるために、スリーブの選択的な往復運動を伴う。別の企図される実施形態は、駆動アセンブリが、顎部材110および120を開閉させるために駆動ロッドを引く、米国特許出願第11/519,586号に記載される。

【0054】

図2および3に特にに関して、鉗子10は、可撓性シャフト12を形成するために、入れ子のように直列に配列された複数の接合部12aを含む。シャフト12の遠位端16は、エンドエフェクタアセンブリ100を機械的に係合し、シャフト12の近位端14は、ハウジング20を機械的に係合する。可撓性シャフト12の複数の接合部12aのそれぞれは、遠位ナックル12bと、それとともに形成される近位クレビス12cとを含む。各ナックル12bは、隣接接合部12aのクレビス12cを動作可能なように係合する。各接合部12aは、その中に形成される中心管腔12dと、中心管腔12dの両側上に形成される1対の対向管腔12eとを画定する。1対の関節運動ケーブル94aおよび94bは、接合部12のそれぞれの管腔12eを通じて摺動自在に延在する。ケーブル94aおよび94bの動作は、図8および9に関して以下に詳述する。

【0055】

図3に見られるように、エンドエフェクタアセンブリ100は、顎部材110および120を旋回可能に支持するように構成される顎部支持部材222を含む。顎支持部材222は、その近位端の管腔224と、その遠位端の1対の離間されたアーム226aおよび226bとを画定する。管腔224は、可撓性シャフト12の最遠位接合部12aから延在するステム12fを受け入れるように構成および寸法決定される。管腔224は、その中の往復運動のためのナイフブレード185を摺動自在に受け入れるように構成される、その表面中の1対の対向チャネル224a、224bを画定する。

【0056】

顎部110および120は、支持部材222のアーム226aおよび226bに形成された開口部228と、顎部材110および120に形成された各旋回スロット132a、132bとを通じて延在する顎部旋回ピン234によって、支持部材222上に旋回可能に搭載される。開位置と閉位置との間で顎部110および120を移動させるために、カムピン138を有する軸方向または長手方向に可動の中心ロッド136は、その中心ロッド136の遠位端136aで顎部支持部222内に搭載される。駆動ロッド142を介した中心ロッド136の軸方向または長手方向の移動により、顎部110および120が開位置と閉位置との間にカム作用をもたらすことができるように、カムピン138は、各顎

部材 1 1 0 および 1 2 0 に形成された傾斜カムスロット 1 3 2 a および 1 3 2 b に乗り、それらを係合する。

【 0 0 5 7 】

また、エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、中心ロッド 1 3 6 の近位端 1 3 6 b に回転自在に接続された遠位端 1 4 0 a を有する係止ロッド 1 4 0 も含む。係止ロッド 1 4 0 は、駆動ロッド 1 4 2 の遠位端に固定して接続された近位端 1 4 0 b、ならびに非円形断面形状を有する、遠位端 1 4 0 a と近位端 1 4 0 b との間に配置された本体部分 1 4 0 c を含む。

【 0 0 5 8 】

エンドエフェクタアセンブリ 1 0 0 は、その中の係止ロッド 1 4 0 の本体部分 1 4 0 c を摺動自在に受け入れるように構成および適合された、それを介して画定される管腔 1 4 4 a を有するカムハブ 1 4 4 を含むカムアセンブリ 1 4 1 をさらに含む。カムハブ 1 4 4 は、下記に詳述するような回転目的で、2つの構成部品半分の有益な係合を可能にするように、係止ロッド 1 4 0 の本体部分 1 4 0 c の外側周辺構成に協働する、その中に画定される噛合機械インターフェースを含む。また、カムハブ 1 4 4 は、下記にまた詳述する目的で、ナイフ 1 8 5 の戻り止め 1 8 7 を機械的に係合するように構成されるその外表面に画定されるらせん状またはスパイラル溝 1 4 4 b も含む。カムハブ 1 4 4 は、支持部材 2 2 2 の管腔 1 2 4 内で回転自在に配置されるように構成される。代替的な実施形態において、カムハブ 1 4 4 は、回転運動を直線運動に変換させるために、他の機構（例えば、主ネジ、1つ以上の歯車等）に代替されてもよい。

【 0 0 5 9 】

動作中、駆動ロッド 1 4 2 は、その軸方向変位が、開位置と閉位置との間で顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を作動させることと、その回転運動が、組織を介してナイフ 1 8 5 を前進させることの、2つの異なる別々の機能を提供するように構成される。より具体的には、駆動ロッド 1 4 2 の軸方向変位は、係止ロッド 1 4 0 に軸方向変位を与え、同様に、中心ロッド 1 3 6 に軸方向変位を与える。しかしながら、カムハブ 1 4 4 は、軸方向かつ摺動自在に係止ロッド 1 4 0 上に支持されるため、それに軸方向変位は与えられない。図 5 および 6 に最もよく示されるように、矢印「F」の方向の駆動ロッド 1 4 2 の近位への平行移動は、カムスロット 1 3 2 a および 1 3 2 b 内に近接するカムピン 1 3 8 に、必要な閉鎖圧および必要な間隙「G」範囲内で組織周りに顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を閉鎖させる。代替的な実施形態において（図示せず）、駆動ロッド 1 4 2 によって作動された機能は、ナイフ 1 8 5 を前進させる軸方向変位ならびに顎部材 1 1 0 および 1 2 0 を開閉させる回転運動に逆にされてもよい。次いで、導電性封着プレート 1 1 2 および 1 2 2 は、顎部材 1 1 0 および 1 2 0 間に保持された組織を介して電気エネルギーを伝達するために励起される。

【 0 0 6 0 】

1つ以上の安全特徴は、エネルギーを供給する前に、組織が顎部材 1 1 0 と 1 2 0 との間で効果的に保持されることを確実にするように鉗子 1 0 内で機械的にまたは発電機（図示せず）で電氣的に用いられてもよい。

【 0 0 6 1 】

適切な組織封着が形成されると、組織は、組織封着に沿って切断され得る。再び、1つ以上の安全特徴は、組織を切断する前に、適切な封着が形成されたことを確実にするように用いられてもよい。例えば、発電機は、適切かつ効果的な封着が形成された場合を除いて、ナイフ 1 8 5 の作動を電氣的に阻止するかまたは電気機械的に阻止する、安全ロックアウトを含んでもよい。上記のように、血管または組織封着が、単に組織を凝固するだけでないこと、ならびに組織を効果的封着するために、圧力、エネルギーおよび間隙「G」の正確な制御を必要とすることに留意することもまた重要である。

【 0 0 6 2 】

本発明の開示は、トリガーアセンブリ 7 0 を介して起動された時に、組織を効果的かつ確実に2つの封着された半分に分割するような正確な方法で、理想的な組織平面に沿って

組織を段階的かつ選択的に分割させるナイフ 185 を包含する。ナイフ 185 は、カニューレまたはトロカルポートを介して切断器具を交換することなく、封着直後にユーザが組織を早急に分離することを可能にする。理解され得るように、組織の正確な封着および分割は、同じ鉗子 10 で達成される。

【0063】

また、ナイフブレード 185 は、組織封着に沿った組織の分離を容易にするために、同じまたは代替的な電気外科的エネルギー源に連結されてもよいことが想定される。さらに、ナイフブレード先端 185 a の角度は、特定の目的に応じて、より侵略的なまたはあまり侵略的でない切断角度を提供するように寸法決定され得ることが想定される。例えば、ナイフブレード 185 は、切断と関連する「組織束」を減少させる角度で位置付けされてもよい。さらに、ナイフブレード 185 は、特定の目的に応じて、または特定の結果を達成するために、鋸歯状、刻み目、穿孔、中空、凹状、凸状等の異なるブレード形状を有して設計されてもよい。ナイフ 185 は、進行性か一方の方法（つまり、遠位方向）で概して切断することが想定される。上記のように、駆動ロッドは、顎部材 110 および 120 を開閉させること、ならびに組織を切断するために、ナイフ 185 を前進させることの 2 つの機能を行う（図 7 参照）。組織を切断するために、駆動ロッド 142 の回転は、係止ロッド 140 に回転を与え、同様に、カムハブ 144 に回転を与える。しかしながら、係止ロッド 140 は、中心ロッド 136 に回転自在に接続されるために、それに回転は与えられない。

【0064】

エンドエフェクタアセンブリ 100 は、支持部材 222 の各チャネル 224 a および 224 b 内で摺動自在に支持されるナイフ 185 に動作可能に連結される。より具体的には、ナイフ 185 は、その遠位端の鋭利なまたは鋸歯状エッジ 185 a と、そこから近位に延在する 1 対のガイドフランジ 186 a および 186 b とを含む。フランジ 186 a の近位端は、カムハブ 144 に画定されるスパイラルまたはらせん状溝 144 b を係合し、それに乗るように構成される戻り止めまたは突出 187 を含む。

【0065】

動作中、カムハブ 144 が矢印「C」の方向に回転するにつれて、近位端 187 は、カムハブ 144 の溝 144 b 内に乗り、それに対して軸方向「A1」に移動する。一方向のカムハブ 144 の回転は、それぞれ顎部材 110 および 120 内のナイフチャネル 115 a および 115 b を介して、ブレード 185 を遠位に強制し、その間に配置された組織を切断する。反対方向の回転は、近位端 187 を近位に強制し、最近接位置にブレード 185 を待避させる。バネが、ナイフ 185 を最近位配向に付勢するために、カムハブ 144 と動作可能なように付随され得る。

【0066】

上記のように、エンドエフェクタアセンブリ 100 はまた選択可能に関節運動されてもよい。より具体的には、関節運動アセンブリ 90 を介してエンドエフェクタアセンブリ 100 を関節運動させるために、軸方向に配列された状態におけるエンドエフェクタアセンブリ 100 を用いて図 8 に示すように、ホイール 92 は、対応する第 1 の方向にエンドエフェクタアセンブリ 100 を移動させるために、第 1 の方向に回転し、ならびに反対方向にエンドエフェクタアセンブリ 100 を移動させるために、反対の方向に回転するように構成される。種々の滑車アセンブリおよびギアリングアセンブリがこの目的を達成するために用いられ得る。

【0067】

例えば、一実施形態において、ハンドルアセンブリは、ハウジングからの動作可能な少なくとも 1 つの関節運動ケーブルを含んでもよい。各関節運動ケーブルは、エンドエフェクタと動作可能なように接続可能な遠位端と、例えば、ハウジング上に支持されたスライダ、ダイヤル、レバー等の制御要素のうちの少なくとも 1 つに動作可能なように接続可能な近位端とを含む。動作中、制御要素の移動は、少なくとも 1 つの関節運動ケーブルの移動をもたらし、第 1 の方向での少なくとも 1 つの関節運動ケーブルの移動は、エンドエフ

ェクタの関節運動を与え、第2の方向での少なくとも1つの関節運動ケーブルの移動は、第2の方向でのエンドエフェクタの関節運動を与える。

【0068】

第1の方向での制御要素の移動が、第1の方向での第1の関節運動ケーブルの移動および第2の方向での第2の関節運動ケーブルの移動をもたらし、第2の方向での制御要素の移動が、第2の方向での第1の関節運動ケーブルの移動および第1の方向での第2の関節運動ケーブルの移動をもたらすように、1対の関節運動ケーブルは、制御要素に動作可能なように接続された近位端をそれぞれ有して提供されてもよい。

【0069】

より具体的に、ならびに図8および9を参照して、第1の関節運動94bケーブル(つまり、図8および9に示すような下部関節運動ケーブル)が、図9の矢印「D」で示すように、ホイール92を介して近位方向に引かれた場合、最遠位接合部12aに固定された関節運動ケーブル94bの遠位端は、ナックル112bおよびクレビス112c間のインターフェースの周りを回転し、それによって、それらの間に画定される間隙をその側面に沿って収縮させる。このようにして、エンドエフェクタアセンブリ100は、矢印「B」の方向の下向きの方に、つまり、長手方向軸「A-A」に対して横断方向に関節運動される。エンドエフェクタアセンブリ100を非関節運動状態に戻すために、またはエンドエフェクタアセンブリ100を反対方向に関節運動させるために、関節運動ケーブル94a(つまり、図8および9に示すような上部関節運動ケーブル)は、反対方向へのホイール92の回転によって、近位方向に引かれてもよい。

【0070】

種々のハンドルおよび/またはハンドルアセンブリは、その種々の構成部品の動作および移動を生じさせるために、つまり、ケーブル142および/または関節運動ケーブル94a、94bを駆動させるために、エンドエフェクタアセンブリ100と動作可能なように接続あるいはその他付随してもよい。エンドエフェクタ1100とともに使用するための例示的なハンドルおよび/またはハンドルアセンブリは、2006年10月5日出願の米国仮特許出願第60/849,562号「PROGRAMMABLE HANDLE ASSEMBLY FOR SURGICAL DEVICES」および2006年10月5日出願の米国仮特許出願第60/849,560号「HANDLE ASSEMBLY FOR ARTICULATED ENDOSCOPIC INSTRUMENTS」に開示され、それらのどちらの開示も参照することによりそれら全体が本願明細書に組み込まれる。

【0071】

図10および11は、導線310a、310b、310cおよび311が、電気外科ケーブル310によってハウジング20を通る、想定される一実施形態を示す。より具体的には、電気外科ケーブル310は、固定ハンドル50を通して、ハウジング20の底部に入る。リード310cは、直接ケーブル310から回転アセンブリ80に延在し、第2の電位を顎部材120へ伝導するために、駆動ロッド142に(ヒューズ付きクリップまたはバネクリップ等を介し)接続する。リード310aおよび310bは、ケーブル310から延在し、ハンドスイッチまたはジョイスティック様トグルスイッチ400に接続する。

【0072】

一実施形態において、スイッチ400は、(組み立てられると)ハウジング20の外形に適合し得る人間工学的に寸法決定したトグルプレート405を含んでもよい。スイッチ400は、さまざまな異なる配向、つまり多配向の起動においてユーザが鉗子10を選択的に起動することができることが想定される。理解され得るように、これにより、起動が単純化される。1対の突起404aおよび404bは遠位へ延在し、ハウジング20内に配置された対応する1対の機械的インターフェース21aおよび21bと嵌合する。トグルプレート405は、電氣的インターフェース401に順に接続するスイッチボタン402と機械的に嵌合する。導線310aおよび310bは、電氣的インターフェース401

10

20

30

40

50

に電氣的に接続する。トグルプレート405が押下げられた時に、トリガリード311は、第1の電位を顎部材110に運ぶ。より具体的には、リード311は、最終的に顎部材110に接続するように、インターフェース401から回転アセンブリ80を通り、シャフト12の一部に沿って延在する。リード310cは、顎部材120に最終的に接続する駆動シャフト142に直接接続するか、または顎部材120に直接延在し、第2の電位を運ぶように構成され得る。

【0073】

安全スイッチまたは回路（図示せず）は、顎部材110および120が閉鎖されない限り、および/または顎部材110および120がそれらの間に保持される組織を有さない限り、スイッチが発射できないようにするために用いられ得ることが想定される。後者の場合、センサ（図示せず）は、組織がそれらの間に保持されるかどうかを決定するために用いられてもよい。さらに、手術前、同時手術（つまり、手術中）および/または手術後条件を決定する他のセンサ機構が用いられてもよい。また、センサ機構は、1つ以上の手術前、手術中または手術後条件に基づいて電気外科的エネルギーを調節するために、電気外科的発電機に連結された閉ループフィードバックシステムとともに利用されてもよい。米国特許出願第10/427,832号は、そのようなフィードバックシステムに関して記載し、参照することによりその内容全体が本願明細書に組み込まれる。

【0074】

上記のように、少なくとも1つの顎部材、例えば、120は、2つの対向顎部材110および120の互いに対する移動を制限する停止部材750を含んでもよい。一実施形態において、停止部材750は、特定の材料特性（例えば、圧縮強度、熱膨張等）に従って所定の距離を封着表面122から延び、封着時に一貫した正確な間隙距離「G」をもたらす。封着時の対向封着表面112と122との間の間隙距離は、約0.001インチから約0.006インチ、より好ましくは約0.002から約0.003インチの範囲であることが想定される。一実施形態において、非導電性停止部材750は、顎部材110および120上に成形され（例えば、オーバーモールド、射出成形等）、顎部材110および120上に型打ちされ、または顎部材110および120上に堆積される（例えば、沈着）。例えば、一技術は、停止部材750を形成するために、顎部材110および120の表面上にセラミック材料を熱的に噴霧することを含む。導電性表面112と122との間の間隙距離を制御するための停止部材750を生成するために、広範囲の耐熱および絶縁材料を種々の表面上に堆積させることを伴う幾つかの熱噴霧技術が企図される。

【0075】

図15～21は、血管封着手技とともに使用する電気外科的関節運動鉗子1000の代替的な実施形態を示す。鉗子1000の多くの上記特徴は、鉗子10と同様であり、一貫性の目的のために、これらの特徴は、より短く後述される鉗子1000の以下の記述に組み込まれる。

【0076】

鉗子1000の動作は、鉗子10と同様であり、固定ハンドル1050に対して可動である可動ハンドル1040を含む。可動ハンドル1040は、後述するように、互いに対する顎部材1110および1120の移動させるように、固定ハンドル1050に対する第1の位置から固定ハンドル1050により近接する第2の位置へ1対のピボット1047および1057（図14C参照）の周りを選択的に可動である。同様に、各ピボット1047および1057は、ハウジング半分1020aおよび1020bのそれぞれに搭載される。

【0077】

ハンドル1040は、ハンドル1040を移動すると、後述するように、駆動アセンブリ1700に対応する移動をもたらす、1対の連結部1042および1045に動作可能に連結される。ハンドル1040および1050、ピボット1047および1057ならびに連結部1042および1045の配列は、従来のハンドルアセンブリよりも明白な機械的利点をもたらす、ユーザが、顎部材1110および1120を作動させるレバーのよ

うな機械的利点を得ることを可能にする。これにより、組織封着を生じさせるために、顎部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 を閉鎖するのに必要な機械力の全体的な量が減少する。

【 0 0 7 8 】

図 1 ~ 1 4 に関して説明した実施形態によく類似して、可動ハンドル 1 0 4 0 の下端は、固定ハンドル 1 0 5 0 内に配置された所定のチャンネル 1 0 5 1 内に乗る T 字形遠位端 1 0 4 4 ' を含むフランジ 1 0 4 4 を含む。T 字形遠位端 1 0 4 4 ' は、下記に詳述するように、固定ハンドル 1 0 5 0 に対して可動ハンドル 1 0 4 0 を係止する。

【 0 0 7 9 】

エンドエフェクタアセンブリ 1 1 0 0 は、封着目的で組織を効果的に保持するように協働する対向顎部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 を含む。エンドエフェクタアセンブリ 1 1 0 0 は、片側可動アセンブリとして設計され、つまり、顎部材 1 1 2 0 は、シャフト 1 0 1 2 に対して固定され、顎部材 1 1 1 0 は、旋回ピン 1 1 3 4 の周りを旋回して、組織を保持する。より具体的には、片側可動エンドエフェクタアセンブリ 1 1 0 0 は、シャフト 1 0 1 2 に対して固定して搭載された 1 つの静止または固定顎部材 1 1 2 0 と、静止顎部材 1 1 2 0 に取り付けられた旋回ピン 1 1 3 4 周りに搭載された旋回顎部材 1 1 1 0 とを含む。往復スリーブ 1 2 3 0 は、シャフト 1 0 1 2 内に摺動自在に配置され、駆動アセンブリ 1 7 0 0 によって遠隔で動作可能である。旋回顎部材 1 1 1 0 は、顎部材 1 1 1 0 から、往復スリーブ 1 2 3 0 (図 1 4 A) 内に配置された開口部 1 2 3 2 を通って延在する戻り止めまたは突出 1 1 1 3 を含む。旋回顎部材 1 1 1 0 は、開口部 1 2 3 2 の遠位端が、旋回顎部材 1 1 1 0 上の戻り止め 1 1 1 3 に対して当接するように、シャフト 1 0 1 2 内においてスリーブ 1 2 3 0 を軸方向に摺動させることによって作動される (図 1 6 A ~ 1 7 B 参照) 。スリーブ 1 2 3 0 を引くことにより、それらの間に保持された組織の周りに顎部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 を近接して閉鎖させ、スリーブ 1 2 3 0 を遠位に押すことにより、保持する目的で、互いに対して顎部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 を開かせる。

【 0 0 8 0 】

片側可動エンドエフェクタアセンブリ 1 1 0 0 は、電気エネルギーが、スリーブ 1 2 3 0 との突出 1 1 1 3 の接触点でスリーブ 1 2 3 0 を介して経路決定されるか、あるいは顎部材 1 1 1 0 が閉鎖する時に、移動する顎部材 1 1 1 0 の背部と接触する「ブラシ」またはレバー (図示せず) を使用して経路決定され得るように、構成されてもよい。この場合、電気エネルギーは、顎部材 1 1 1 0 または 1 1 2 0 のうち的一方まで突出 1 1 1 3 を介して経路決定されるであろう。あるいは、電気ケーブルリード 1 4 5 5 は、顎部材のうち的一方、例えば、顎部材 1 1 2 0 を励起するように経路決定され得、他方の電位は、リード 1 4 5 0 (図 1 6 C 参照) との電気接触を経由して、スリーブ 1 2 3 0 を通じて伝導され、スリーブ 1 2 3 0 が撤退すると、電氣的導通を設立する旋回顎部材 1 1 1 0 に移動する。

【 0 0 8 1 】

顎部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 は、それぞれ顎部絶縁体 1 1 4 および 1 2 4 ならびに導電性封着表面 1 1 2 および 1 2 2 (図 1 3 参照) 等の、上記のような顎部材 1 1 0 および 1 2 0 と同様の要素を含む。また、顎部材 1 1 2 0 は、組織の保持および操作を容易にするため、ならびに組織の封着および / または切断時に、対向顎部材 1 1 1 0 と 1 1 2 0 との間の間隙「 G 」 (図 1 7 A 参照) を画定するために、導電性封着表面 1 1 2 2 の内部対向面上に配置された一連の停止部材 7 5 0 (図 1 6 B 参照) も含む。一連の停止部材 7 5 0 は、特定の目的に応じて、または所望の結果を達成するために、一方または両方の顎部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 上にさまざまな構造で用いられてもよいことが想定される。

【 0 0 8 2 】

関節運動アセンブリ 1 0 9 0 は、ハウジング 1 0 2 0 に動作可能なように連結される。関節運動ホイール 1 0 9 0 a および 1 0 9 0 b は、ハウジング 1 0 2 0 の側面に配置される等の代替的な配置で提供されてもよい。ホイール 1 0 9 0 a および 1 0 9 0 b は、レバー、トラックボール、ジョイスティック等の関節運動アセンブリ 1 0 9 0 を作動させるために、他の機構で代替されてもよいことが想定される。より具体的には、図 1 8 A ~ 1 8

Cの比較に見られるように、1つのホイール1090a、1090bの選択的な回転後、エンドエフェクタアセンブリ1100は、軸方向に配列された状態(図18B)から、関節運動状態(図18C)に関節運動されてもよい。関節運動アセンブリ1090を介してエンドエフェクタアセンブリ1100を関節運動させるために、ホイール1090aおよび1090bは、対応する第1の方向にエンドエフェクタアセンブリ1100を移動させるために、第1の方向に回転し、反対方向にエンドエフェクタアセンブリ1100を移動させるために、反対方向に回転するように構成される。この目的を達成するために、種々の滑車アセンブリおよびギアリングアセンブリが用いられ得る。

【0083】

例えば、および上記の関節運動構成と同様に、2つの関節運動ケーブル1094aおよび1094bは、シャフト1012の可撓性部分1012bを関節運動させるために利用され得る。図16Cに最もよく示されるように、各関節運動ケーブル1094aおよび1094bは、シャフト1012の遠位端に配置されたエンドエフェクタ連結アセンブリ1016と動作可能なように接続する、遠位端1094a'および1094b'を含む。連結アセンブリ1016は、往復運動のための駆動ロッド1142を係合し、種々の電気接続を顎部材1110および1120へと誘導するように設計される、一連の機械的に相互協働する要素を受け入れるように設計されたその中に画定される空洞1225を含む。駆動ロッド1142は、鉗子1000が関節運動される時に、駆動ロッド1142を所与の方向に屈曲させることを可能にするために、好ましくは、可撓性の低摩擦材料から作られる。低摩擦材料は、関節運動時の座屈を減少させる。

【0084】

連結アセンブリは、ピン1231を介して、駆動ロッド1142の遠位端1142'を駆動スリーブ1230に係合および固定する1対のプッシング1220および1240を含む。プッシング1240は、端部1142'の近位にある駆動ロッド1142上で摺動自在に係合し、プッシング1220は、プッシング1240に係合し、それらの間で端部1142'を固定するように構成される。ピン1231は、固定されたプッシング1240および1220ならびに駆動ロッド1142を、駆動スリーブ1230に連結させる。駆動スリーブ1230(および固定された駆動ロッド1142)は、下記に詳述するような駆動アセンブリ1700が作動されると、その中における平行移動を摺動させるための空洞1225内で受け入れられる。

【0085】

また、連結アセンブリ1016は、それらの間の任意の回転運動を制限するために、顎部材1120に対して固定された関係にある連結アセンブリ1016(および駆動ロッド1142)に係止するように、顎部材1120の近位端1117に係合するように構成された係止要素1210も含む。また、連結アセンブリ1016は、組み立てられると(図14A参照)、下部顎部材1120を支持する遠位フランジ1017も含む。図16Cに最もよく示されるように、連結アセンブリ1016は、リード1450と駆動スリーブ1230との間の電気接続も支持する。さらに、連結アセンブリ1016は、顎部材1110に接続するために、それを介して導線1455(想像線で図示)もまた誘導する。

【0086】

動作中、関節運動ホイール1090aおよび1090bのうちの一方の移動は、反対方向における、関節運動ケーブル1094aおよび1094bの移動をもたらす。より具体的に、ならびに図14C、18A、20Aおよび20Bに最もよく示されるように、関節運動アセンブリ1090は、ハウジング1020aおよび1020bの両側上に配置された対応する歯車部材1096aおよび1096bに嵌合連結する、ホイール1090aおよび1090bを含む(図20A参照)。6角軸1095は、歯車部材1096aおよび1096bの両方を通して搭載され、両端で、ホイール1090aおよび1090bで覆われる。軸1095は、機械的に嵌合する表面(摩擦嵌め、形状嵌め等)によって、あるいは当分野において通常の他の方法で、歯車部材1096aおよび1096b内に固定される。ホイール1090aおよび1090bの歯車のような構成は、所与の方向における

関節運動部材 1 0 9 0 の増分的な止まりを可能にし、各ホイールの 1 対のセットバネ 1 0 9 1 は、所与の任意の方向におけるホイールの反跳を防ぐ。言い換えれば、セットバネ 1 0 9 1 は、歯車、例えば、歯車 1 0 9 6 b と互いに噛み合うように構成され、時計回りまたは反時計回り方向への増分的な前進を可能にする。歯車、例えば、歯車 1 0 9 6 b に対するセットバネ 1 0 9 1 の傾向力は、任意の所望の関節運動位置に可撓性シャフト 1 0 1 2 b を維持するのに十分である。

【 0 0 8 7 】

軸 1 0 9 5 は、ケーブル 1 0 9 4 a および 1 0 9 4 b と動作的に関連する、ハウジング 1 0 2 0 内の滑車アセンブリ 1 6 0 0 を支持する。より具体的には、滑車アセンブリ 1 6 0 0 は、軸 1 0 9 5 上での回転のために搭載された 2 つの滑車 1 6 1 0 a および 1 6 1 0 b を含む。各滑車 1 6 1 0 a および 1 6 1 0 b は、その往復運動を容易にするために、対応する滑車 1 6 1 0 a および 1 6 1 0 b 上のそれぞれのケーブル 1 0 9 4 a および 1 0 9 4 b を誘導する、対応するガイドスリーブ 1 6 2 0 a および 1 6 2 0 b を含む。図 1 8 A に最もよく示されるように、ケーブル 1 0 9 4 a は、一方の方向における回転のために滑車 1 6 2 0 b を係合するように設計され、一方で、ケーブル 1 0 9 4 b は、反対方向における回転のために滑車 1 6 2 0 a を係合するように設計される。理解され得るように、これにより、可撓性シャフト 1 0 1 2 b を関節運動するために、滑車 1 6 1 0 a および 1 6 1 0 b をプッシュプル式方法で動作させることが可能となる。言い換えれば、一方のケーブル 1 0 9 4 a が P 1 の方向に引かれるにつれて、他方のケーブル 1 0 9 4 b は P 2 の方向に押され（または緩められる）、可撓性シャフト 1 0 1 2 b を、所与の方向（図 1 8 C 参照）に関節運動させることを可能にする。また、ガイドスリーブ 1 6 2 0 a および 1 6 2 0 b は、可撓性シャフト 1 0 1 2 b の一貫した関節運動を容易にし、増強させるために、各ケーブル 1 0 9 4 b および 1 0 9 4 a を事前緊張する。

【 0 0 8 8 】

図 1 4 B に最もよく示されるように、駆動アセンブリ 1 7 0 0 は、最終的な組み立てに先立って、互いに対して顎部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 の開きを製造業者が微調整することを可能にする、駆動ロッド 1 1 4 2 と動作可能に付随された微調整アセンブリ 1 0 6 1 もまた含む。より具体的には、駆動ロッド 1 1 4 2 は、後述するような駆動アセンブリ 1 7 0 0 に接続された駆動ロッド 1 1 4 2 a に接続するアダプタ 1 0 6 3 に接続する。アダプタ 1 0 6 3 は、駆動アセンブリ 1 7 0 0 に対する駆動ロッド 1 1 4 2 の長さを製造業者が微調整することを可能にし、それによって、顎部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 の相対分離距離を正確かつ微細に制御することを可能にするために、調整ノブ 1 0 6 7 を螺合可能に係合するようにその遠位端で螺合される。

【 0 0 8 9 】

図 1 4 C、1 5 A、1 5 B、1 9 A および 1 9 B に最もよく示されるように、駆動アセンブリ 1 7 0 0 の作動は、組織を保持および封着するために、ユーザが顎部材 1 1 1 0 および 1 1 2 0 を選択的に開閉することを可能にする。より具体的には、駆動アセンブリ 1 7 0 0 は、駆動ロッド 1 1 4 2 およびそれに対する連結駆動ロッド 1 1 4 2 a を付勢する圧縮バネ 1 7 4 0 を動作可能に搭載するフレームブロック 1 8 0 0 を含む。連結駆動ロッド 1 1 4 2 a は、アダプタ 1 7 2 0 によって、フレームブロック 1 8 0 0 の遠位端に順に連結される、駆動ブロック 1 7 1 0 に搭載される。組み立てられたとき、フレームブロック 1 8 0 0 は、ハンドル 1 0 4 0 が作動されると、フレームブロック 1 8 0 0 をハウジング 1 0 2 0 内で移動することを可能にする、ハウジング半分 1 0 2 0 a および 1 0 2 0 b（図 1 4 C 参照）内に画定された対向レール 1 0 2 1 の間に配置される。バネ 1 7 4 0 は、スパーサ 1 7 3 0（アダプタブロック 1 7 2 0 に隣接して配置）と、フレームブロック 1 8 0 0 の近位端 1 8 1 0 との間に搭載される。駆動ピン 1 7 5 0 は、駆動ブロック 1 7 1 0 の反対端に搭載され、駆動ロッド 1 1 4 2 の移動を可能にする圧縮バネ 1 7 4 0 を支持する。

【 0 0 9 0 】

上記のように、ハンドル 1 0 4 0 は、ハンドル 1 0 5 0 に対するハンドル 1 0 4 0 の移

10

20

30

40

50

動が、顎部材 1110 および 1120 を開閉させるために、駆動ロッド 1142 を平行移動できるように、駆動アセンブリ 1700 に動作可能に搭載される。より具体的には、ハンドル 1040 は、ピン 1047 を介してその上端または遠位端で連結金具 1045 に搭載され、連結金具 1045 は、ピン 1047 を介してフレームブロック 1800 に搭載される。また、ハンドル 1040 は、旋回点 1041 で連結金具 1042 に搭載され、次に、連結金具 1042 は、ピボット 1057 でハンドル 1050 に搭載され、4 棒機械的アセンブリを完成させる。図 19A および 19B の比較に最もよく示されるように、ハンドル 1050 に向かったハンドル 1040 の移動は、フレームブロック 1800 を近位方向に強制するように、2 つの連結金具 1042 および 1045 を回転させ、顎部材 1110 および 1120 を閉鎖させるために、駆動ロッド 1142 a を近位に引く（これは、駆動ロッド 1142 を近位に引く）。同時に、フランジ 1044 は、T 字形端部 1044' が、ハンドル 1050 に対して適所にハンドル 1040 を係止できるように、ハンドル 1040 の底部に動作可能に連結され、ハンドル 1050 内に画定されるガイドチャンネル 1051 内を往復運動する。フランジ 1044 およびチャンネル 1051 は、鉗子 10 に関して上述したような同様の方法で動作する。

【0091】

バネ 1740 は、駆動ピン 1750 上に摺動自在に搭載された、バネに配置された 2 つの対向する圧縮ディスク 1740 a および 1740 b を含む。ハンドル 1050 に向かってハンドル 1040 が移動すると、バネディスク 1740 a は、駆動ピン 1750 上で圧縮し、そして駆動ロッド 1142 を近位に引くように、アダプタ 1720 の移動から力を受ける。上記のように、駆動ロッド 1142 の近位への移動により、駆動スリーブ 1230 は、顎部材 1110 のフランジ 1113 を係合し、顎部材 1120 に対して顎部材 1110 を閉鎖させる。その後、フランジ 1044 は、ハンドル 1050 に画定される止め部 1052 を係合する T 字形端部 1044' によって、ハンドル 1050 に対してハンドル 1040 を係止する。ハンドル 1040 を再び握ると、フランジ 1044 上の T 字形端部 1044' は、ハンドル 1050 から離れて移動するように、ハンドル 1040 を解放するようにチャンネル 1051 から外へ再び方向付けされる。バネ 1740 は、開く配向にハンドル 1040 を付勢する。

【0092】

上記のように、顎部材 1120 は、組織の封着および切断時に、組織の保持および操作を容易にし、対向顎部材 1110 と 1120 との間の間隙「G」（図 17A 参照）を画定するために、導電性封着表面 1122 の内部対向面上に配置された一連の停止部材 750 を含んでもよい。効果的かつ確実に組織を封着するのに好適な導電性封着表面 1112 と 1122 との間の間隙「G」は、約 0.001 から約 0.006 インチである。停止部材 750 は、特定の顎部構成または所望の手術結果に応じて、導電性顎部表面 1112 および 1122 に沿って任意の構成で配置されてもよい。

【0093】

また、エンドエフェクタアセンブリ 1100 は、図 18A に関連して示すような両方向（矢印「B - B」参照）で関節運動されてもよい。組織が保持されると（約 3 kg/cm² から約 16 kg/cm² の所要圧力範囲内で）、次いで、ユーザは、組織を効果的に封着するために、電気外科的エネルギーを選択的に印加する。封着されると、次いで、ユーザは、組織封着に沿って組織を切断するために、トリガーアセンブリ（図示せず）を作動させることによって、ナイフ（図示せず）を選択的に前進させることができる。1 つの想定されるナイフおよびトリガーアセンブリの動作特徴および相対運動は、上記に記述され、またその全体が本願明細書に組み込まれる米国特許出願第 10/460,926 号を参照しても記述される。

【0094】

上記の図 2 および 3 と同様に、鉗子 1000 は、可撓性シャフト 1012 b を形成するために、入れ子のように直列に配列された複数の接合部 1312 を含む。遠位端または連結アセンブリ 1016 は、エンドエフェクタアセンブリ 1100 を機械的に係合し、シャ

10

20

30

40

50

フト１０１２の近位端１０１４は、ハウジング１０２０を機械的に係合する。可撓性シャフト１０１２ｂの複数の接合部１３１２のそれぞれは、遠位ナックル１３１２ａおよびそれとともに形成された近位クレビス１３１２ｂを含む。各ナックル１３１２ａは、隣接接合部１３１２ａのクレビス１３１２ｂを動作可能に係合する。各接合部１３１２は、その中に画定される中心管腔１３１７と、中心管腔１３１７の両側面に形成された１対の対向管腔１３１５ａおよび１３１５ｂとを有する。関節運動ケーブル１０９４ａおよび１０９４ｂは、接合部１３１２の各管腔１３１５ａおよび１３１５ｂを通して摺動自在に延在する。ケーブル１０９４ａおよび１０９４ｂの動作は上に説明した。関節運動ケーブル１０９４ａおよび１０９４ｂは、好ましくは、可撓性の低摩擦材料から作られる。

【００９５】

10

ハウジング１０２０の外形に適合し得るスイッチ２０００が（組み立てられると）含まれる。スイッチ２０００は、さまざまな異なる配向、つまり多配向の起動においてユーザが鉗子１０００を選択的に起動することができることが想定される。理解され得るように、これにより、起動が単純化される。押しボタン２０１０は、遠位に延び、電気的インターフェースまたはプリント基板（図示せず）に順に接続するトグルプレート２０１５（図１５Ｂ参照）に係合する。ケーブル２０２０（図１９参照）内部に配置される導線２０２５ａおよび２０２５ｂは、電気的インターフェースまたはプリント基板に電気的に接続する。押しボタン２０１０が押下された時に、リード２０２５ａおよび２０２５ｂは、電位を顎部材１１１０および１１２０に運ぶ。

【００９６】

20

安全スイッチまたは回路（図示せず）が、顎部材１１１０および１１２０が閉鎖されない限り、および／または顎部材１１１０および１１２０がそれらの間に保持される組織を有さない限り、スイッチが発射できないようにするために用いられてもよいことが想定される。後者の場合、センサ（図示せず）は、組織がそれらの間に保持されるかどうかを決定するために用いられてもよい。さらに、手術前、同時手術（つまり、手術中）および／または手術後条件を決定する他のセンサ機構が用いられてもよい。また、センサ機構は、１つ以上の手術前、同時手術または手術後条件に基づいて電気外科的エネルギーを調節するために、電気外科的発電機に連結された閉ループフィードバックシステムとともに利用されてもよい。米国特許出願第１０／４２７，８３２号は、そのようなフィードバックシステムに関して記述し、その全内容は、参照することにより本願明細書に組み込まれる。

30

【００９７】

種々のハンドルおよび／またはハンドルアセンブリは、その種々の構成部品、つまり、駆動ロッド１１４２および／または関節運動ケーブル１０９４ａ、１０９４ｂの動作および移動をもたらすために、エンドエフェクタアセンブリ１１００と動作可能なように接続または付随されてもよい。エンドエフェクタ１１００とともに使用される例示的なハンドルおよび／またはハンドルアセンブリは、２００６年１０月５日出願の米国仮特許出願第６０／８４９，５６２号「PROGRAMMABLE HANDLE ASSEMBLY FOR SURGICAL DEVICES」、および２００６年１０月５日出願の米国仮特許出願第６０／８４９，５６０号「HANDLE ASSEMBLY FOR A

40

ARTICULATED ENDOSCOPIC INSTRUMENTS」に開示され、それぞれの全開示は、参照することにより本願明細書に組み込まれる。

【００９８】

上記種々の図面から、およびそれらを参照して、同業者は、本発明の範囲から逸脱することなく、本発明に特定の変更を行うことができることを理解されたい。例えば、鉗子１０（および／または鉗子１０に関連して使用される電気外科的発電機）は、顎部材１１０と１２０との間に保持された特別にサイズ決定された組織を効果的に封着するために、適切な量の電気外科的エネルギーを自動的に選択するセンサまたはフィードバック機構（図示せず）を含んでもよいと考えられる。また、センサまたはフィードバック機構は、封着時に組織全体にわたるインピーダンスを測定し、顎部材１１０と１２０との間に生成され

50

た効果的な封着であるという指標（視覚および／または可聴）を提供してもよい。そのようなセンサシステムの実施例は、2003年5月1日に出願された共有に係る米国特許出願第10/427,832号「METHOD AND SYSTEM FOR CONTROLLING OUTPUT OF RF MEDICAL GENERATOR」に記載され、その全内容は、参照することにより本願明細書に組み込まれる。

【0099】

理解され得るように、スイッチ400、2000を鉗子10、1000上に位置付けることには多くの利点がある。例えば、スイッチ400、2000は、手術室における電気ケーブルの量を減少させ、「見通しの良い」起動に起因して、外科手技時に間違った器具を起動させる可能性を除去する。さらに、スイッチ400、2000は、ナイフ185の起動時に使用停止されてもよいことが想定される。トリガが作動された時に、スイッチ400、2000を使用停止することにより、切断工程時に、鉗子10、1000を無意識に起動させることを無くす。また、スイッチ400、2000は、鉗子10、1000の別の部分、例えば、ハンドル40、1040、回転アセンブリ80、ハウジング20等上に配置されてもよいことも想定される。

10

【0100】

別の想定される安全機構は、恐らく、一方の顎部材、例えば顎部材1120を励起するために、ケーブルリードのうちの一方を経路決定し、他方の電位は、例えば、駆動ロッド1142を包囲する駆動スリーブ1230等の駆動スリーブを通じて伝導し、駆動スリーブの撤退後のみ電氣的導通を確立するように、他方の顎部材1110に移されてもよい。この特定の想定される実施形態は、少なくとも1つの付加的な安全特徴を提供すること、つまり、顎部材1110および1120が閉鎖されたときにのみ、顎部材1110および1120への電氣的導通がなされることが想定される。また、駆動ロッド1142が、第2の電位に励起され、同様のタイプの安全機構を含んでもよい。

20

【0101】

想定される一実施形態において、ナイフ185は、鉗子10、1000内に含まれなくてもよく、器具は、血管または他の組織束を封着するためだけに設計される。この場合、カムハブ144（鉗子10に関してのみ）は、エンドエフェクタアセンブリ100を関節運動するために回転されてもよく、ケーブル94aおよび94bは除去されてもよい。

【0102】

一実施形態において、2つの分離された導線は、それぞれの顎部材110および120（または1110および1120）に電気エネルギーを供給し得る。この場合、ハウジング20、1020から個々の顎部材110、120（または1110および1120）に導線を誘導するシャフト12、1012の外側に沿ってチャネルを提供することが所望され得る。1つ以上のワイヤクリップ等は、導線を適所に保持するために利用されてもよい。あるいは、ケーブル94aおよび94b（または1094aおよび1094b）は、エンドエフェクタアセンブリ100（または1100）を関節運動するため、ならびに電気エネルギーを顎部材110および120（または1110および1120）に供給するための両方に利用されてもよい。

30

【0103】

限定されないが、具体的に鉗子10に特にに関して、ケーブルリード、例えば、鉗子10のケーブルリード311は、ピボット103周りの顎部材110の回転を可能にするために、ケーブルパスに沿って緩く、しかし安全に保持される。2つの電位は、ケーブルリード311を包囲する絶縁シースによって互いから分離される。さらに、シャフト12の近位部分は、硬いまたは実質的に硬くてもよく、遠位部分は、上記に詳述したような方法で可撓性および／または関節運動可能である。あるいは、シャフト12全体が可撓性であってもよい。その上さらに、トリガーアセンブリ70は、顎部材110および120を閉鎖するために、可動ハンドル40が近位で係止される（または単純に移動される）まで、発射できなくてもよい。

40

【0104】

50

鉗子 10、1000 の両方に関する実施形態において、顎部材 110、120 および 1110、1120 の導電性封着表面 112、122 および 1112、1122 はそれぞれ、鋭い縁での電流集中を回避し、高い点の間でのアーク放電を回避するために比較的平面である。係合時の組織の反力に加えて、および起因して、顎部材 110、120 および 1110、1120 は、曲げに抵抗するように製造することができる。例えば、顎部材 110、120 および 1110、1120 は、組織の反力に起因する曲げに抵抗するその幅に沿って先細であってもよい。

【0105】

エンドエフェクタアセンブリ 100、1100 の外表面は、ニッケルベースの材料、コーティング、型打ち、金属射出成形を含んでもよいことが想定され、起動および封着時の周囲組織とともに、顎部材 110、120 および 1110、1120 間の接着を減少させるように設計される。さらに、顎部材 110、120 および 1110、1120 の導電性表面 112、122 ならびに 1112 および 1122 はそれぞれ、ニッケル - クロム、窒化クロム、OHIO の The Electrolyzing Corporation が製造した Med Coat 2000、インコネル 600 および スズ - ニッケルの材料のうちの 1 つ（またはそれらの 1 つ以上の組み合わせ）から製造されてもよいと考えられる。また、組織導電性表面 112、122 ならびに 1112 および 1122 は、同じ結果、つまり、「非粘着性表面」を達成するために、1 つ以上の上記の材料で被覆されてもよい。理解され得るように、組織が封着時に粘着する量を減少することにより、器具の全体的な有効性が向上する。

【0106】

本明細書に開示した材料の 1 つの特定のクラスは、優れた非粘着性特性、ならびに一部の場合においては、優れた封着品質を実証した。例えば、TiN、ZrN、TiAlN、および CrN を含むがこれらに限定されない窒化物コーティングは、非粘着性目的で使用される好適な材料である。CrN は、その全体的な表面特性および最適性能に起因して、非粘着性目的のために特に有用であることが分かった。また、材料の他のクラスは、全体的な粘着性を減少させることも分かった。例えば、約 5 : 1 の Ni / Cr 比率を有する高ニッケル / クロム合金は、双極性器具使用手段において粘着性を有意に減少させることが分かった。このクラスにおいて特に有用な非粘着性材料は、インコネル 600 である。Ni200、Ni201（約 100% Ni）で被覆された、またはそれらから作られた封着表面 112、122 ならびに 1112 および 1122 を有する双極性器具使用手段は、典型的な双極性ステンレススチール電極に比べて向上した非粘着性性能を示した。

【0107】

鉗子 10、1000 は、特定の目的に応じて、または特定の結果を達成するために、完全にまたは部分的に使い捨て可能であるように設計することができる。例えば、エンドエフェクタアセンブリ 100、1100 は、シャフト 12、1012 の遠位端と選択的および解放可能なように係合されてもよく、および / または シャフト 12、1012 の近位端 14、1014 は、ハウジング 20、1020 と選択的および解放可能なように係合されてもよい。これらの 2 つの場合のいずれにおいても、鉗子 10、1000 は、恐らく、「部分的に使い捨て可能」または「休止可能」と見なされ、つまり、新しいまたは異なるエンドエフェクタアセンブリ 100、1100（またはエンドエフェクタアセンブリ 100、1100 および シャフト 12、1012）は、必要に応じて古いエンドエフェクタアセンブリ 100、1100 と選択的に置き換わる。理解され得るように、本明細書に開示した電気接続は、器具を休止可能な鉗子に変更するために変える必要があるであろう。

【0108】

本開示の幾つかの実施形態を図面に示したが、本開示は、当技術分野が許す限り範囲が広範囲であり、本明細書が同様に読まれることが意図されるため、本開示はそれらに限定されると意図されない。したがって、上記の記載は、制限するものではなく、特定の実施形態の単なる例示として解釈されるべきである。当業者は、本明細書に添付された特許請求の範囲および精神の範囲内で他の変更を想定する。

【図 1】

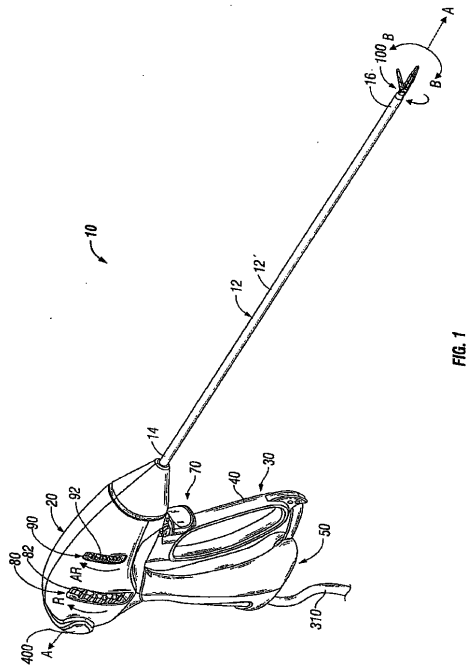


FIG. 1

【図 2】

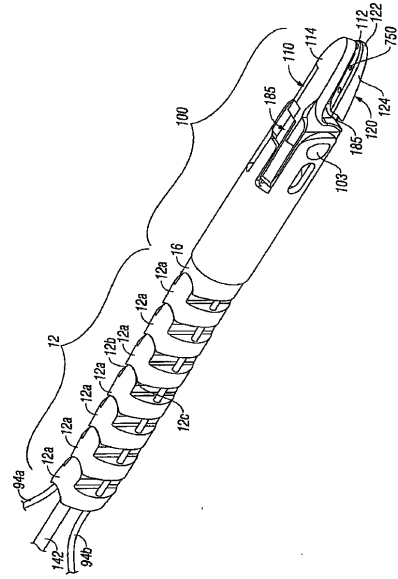


FIG. 2

【図 3】

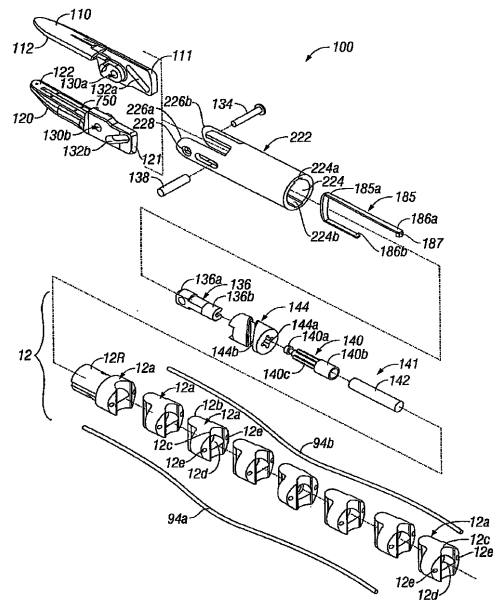


FIG. 3

【図 4】

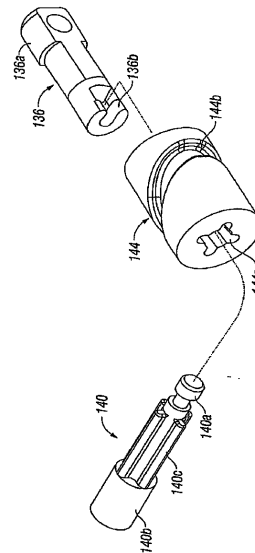


FIG. 4

【図 5】

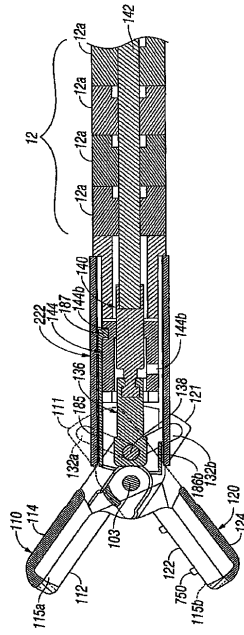


FIG. 5

【図 6】

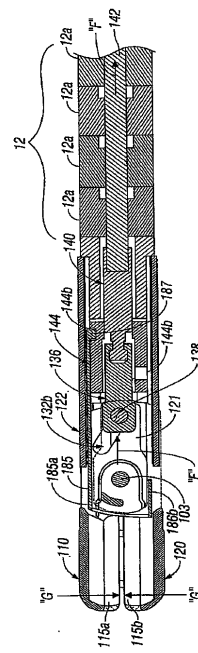


FIG. 6

【図 7】

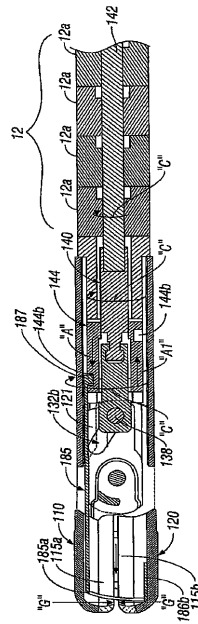


FIG. 7

【図 8】

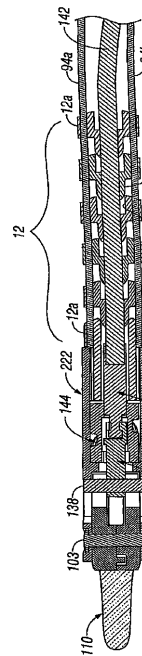


FIG. 8

【図 9】

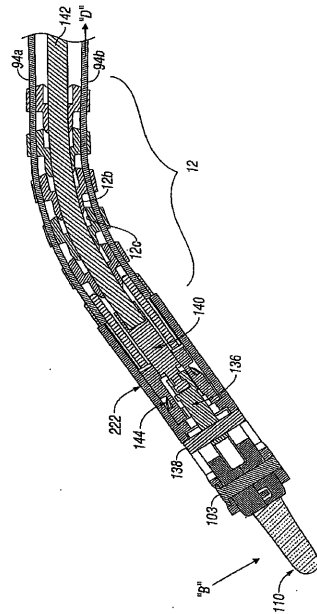


FIG. 9

【図 10】

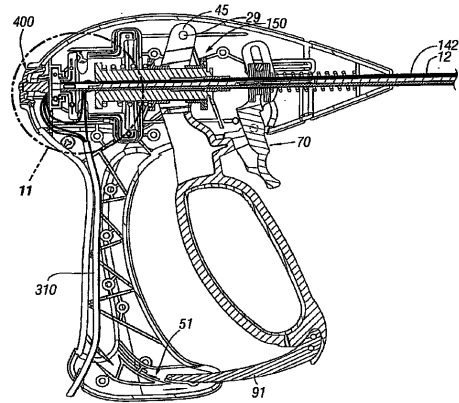


FIG. 10

【図 11】

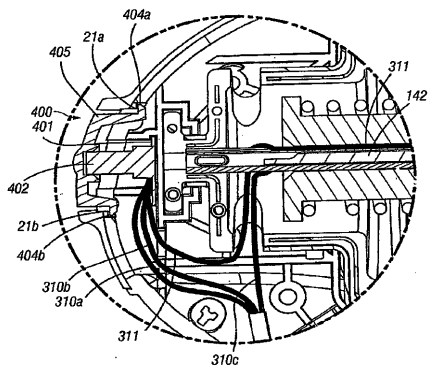


FIG. 11

【図 12】

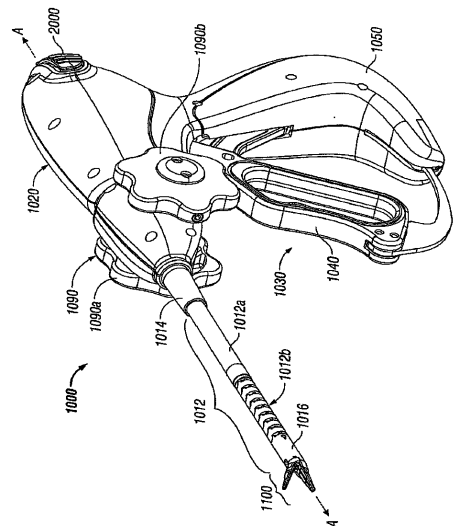


FIG. 12

【 図 1 3 】

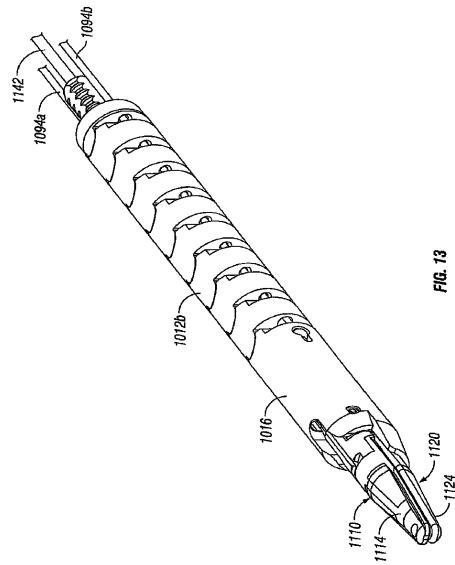


FIG. 13

【図 14 A】

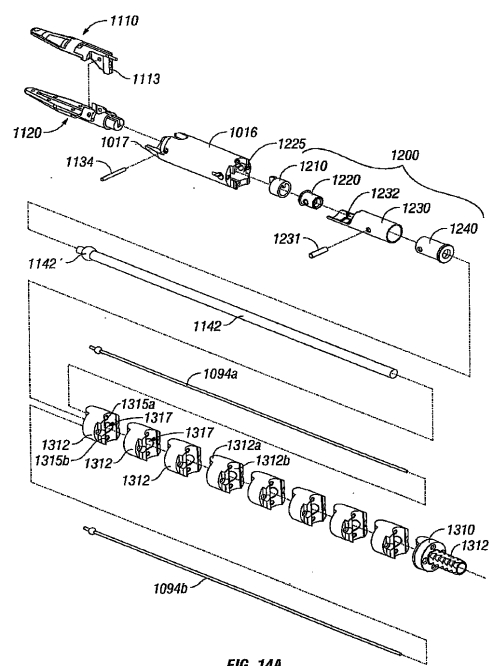


FIG. 14A

【 図 1 4 B 】

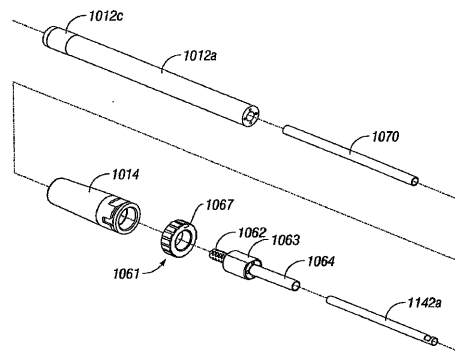


FIG. 14B

【 ㊦ 1 4 C 】

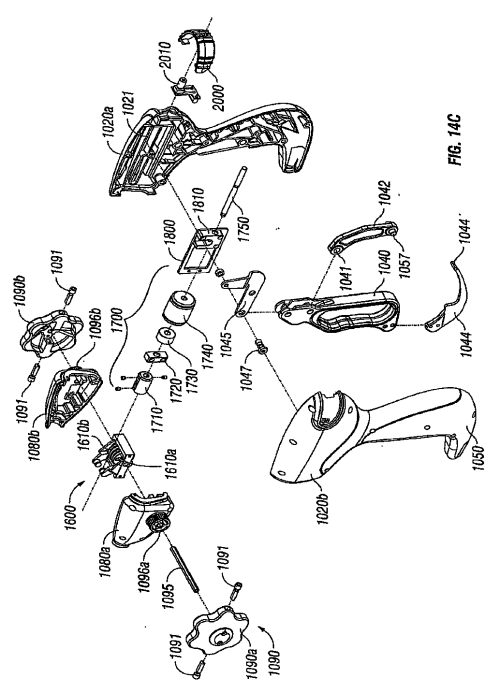


FIG. 14C

【図 15 A】

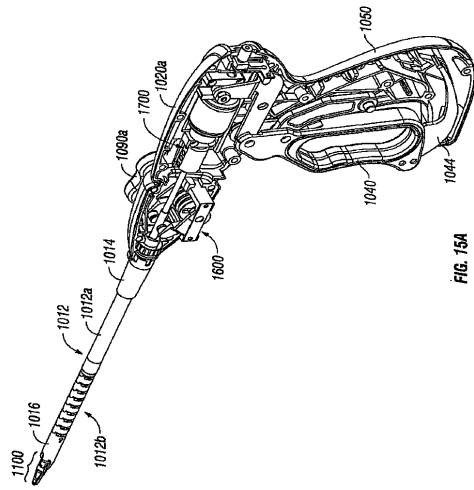


FIG. 15A

【図 15 B】

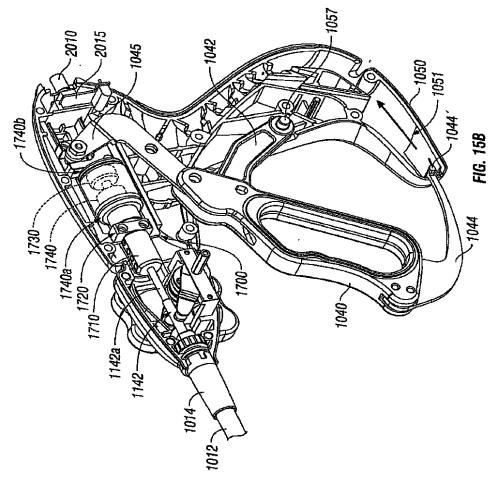


FIG. 15B

【図 16 A】

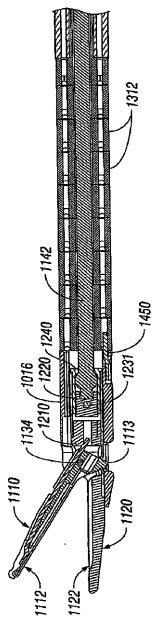


FIG. 16A

【図 16 B】

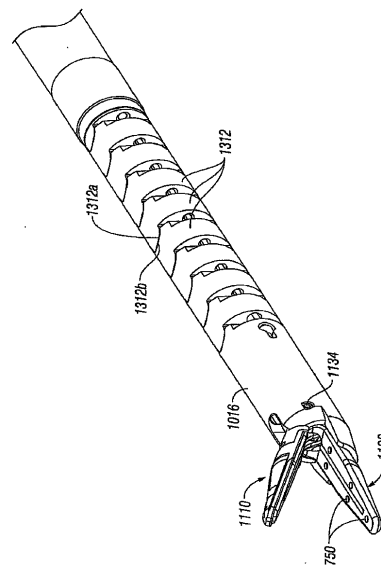


FIG. 16B

【図 16 C】

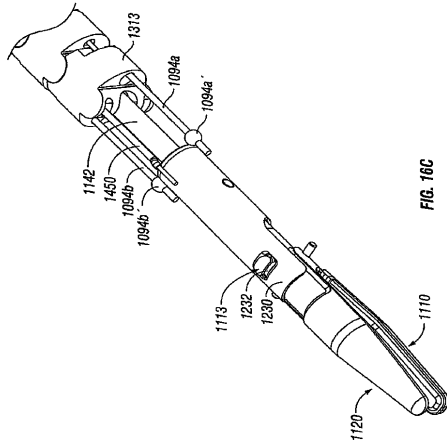


FIG. 16C

【図 17 A】

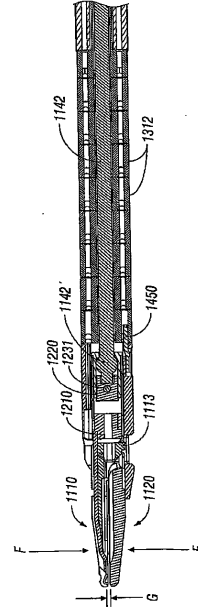


FIG. 17A

【図 17 B】

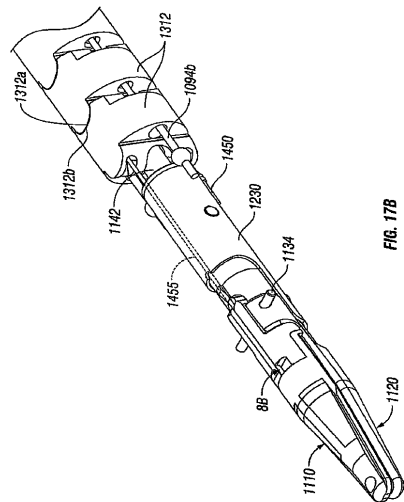


FIG. 17B

【図 18 A】

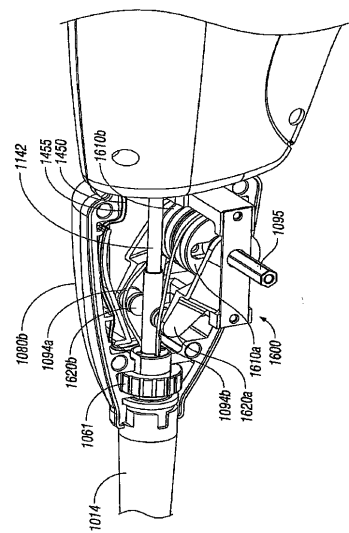


FIG. 18A

【図 18 B】

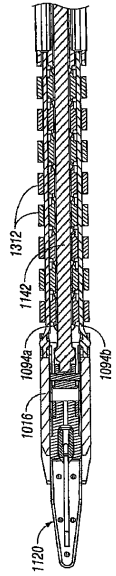


FIG. 18B

【図 18 C】

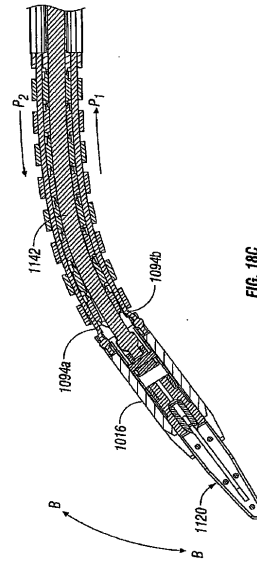


FIG. 18C

【図 19 A】

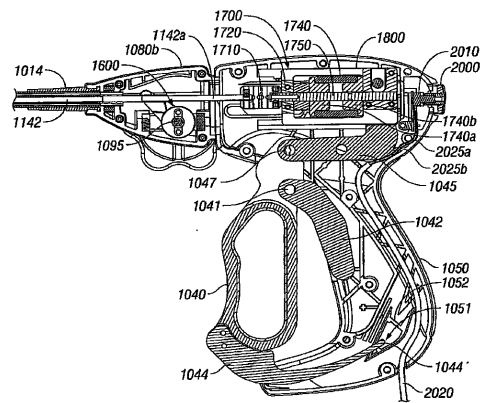


FIG. 19A

【図 19 B】

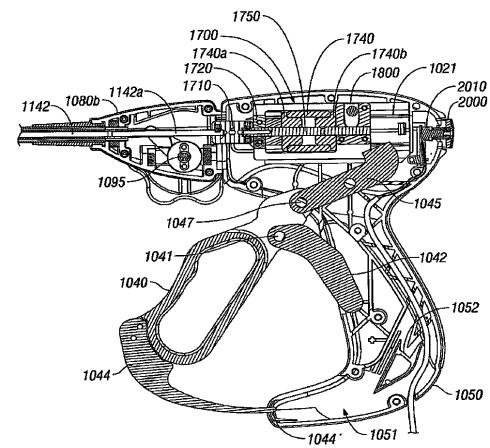


FIG. 19B

【図 20 A】

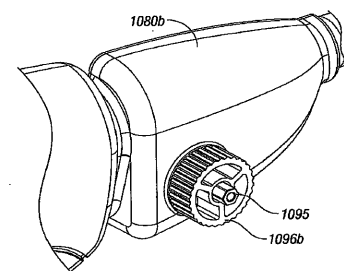


FIG. 20A

【図 20B】

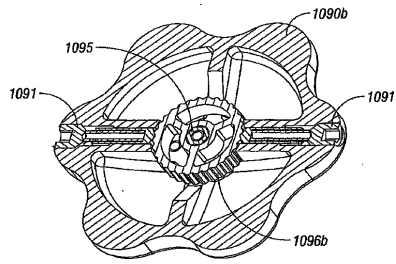


FIG. 20B

フロントページの続き

- (72)発明者 ファラシオニ, デイビッド
アメリカ合衆国 コネチカット 06801, ベセル, ディープウッド ドライブ 30
- (72)発明者 テイラー, エリック ジェイ.
アメリカ合衆国 コネチカット 06457, ミドルタウン, ブルー メドウ ロード 5
- (72)発明者 ハザウェイ, ピーター
アメリカ合衆国 コネチカット 06249, レバノン, クラブハウス ロード 210

審査官 菅家 裕輔

- (56)参考文献 特表2006-518258(JP, A)
特開平08-224241(JP, A)
特開2004-154164(JP, A)
特開2005-211683(JP, A)
米国特許出願公開第2006/0224158(US, A1)
特表2006-528909(JP, A)
特開昭62-64355(JP, A)
特開2005-271750(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 18/12

专利名称(译)	内窥镜血管封闭器和具有柔性关节轴的分隔器		
公开(公告)号	JP5225996B2	公开(公告)日	2013-07-03
申请号	JP2009531474	申请日	2007-10-05
[标]申请(专利权)人(译)	柯惠有限合伙公司		
申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团有限合伙企业		
当前申请(专利权)人(译)	泰科医疗集团有限合伙企业		
[标]发明人	マークジックスタニスラフ ファラシオニデイビッド テイラーエリックジェイ ハザウェイピーター		
发明人	マークジック, スタニスラフ ファラシオニ, デイビッド テイラー, エリック ジェイ. ハザウェイ, ピーター		
IPC分类号	A61B18/12		
CPC分类号	A61B18/1445 A61B17/29 A61B17/295 A61B18/1492 A61B2017/003 A61B2018/00619 A61B2018/00922 A61B2018/1455		
FI分类号	A61B17/39		
审查员(译)	菅谷佑介		
优先权	60/850214 2006-10-06 US		
其他公开文献	JP2010505522A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于治疗组织的电外科器械，包括：壳体；细长轴从壳体向远侧延伸，细长轴具有穿过其限定的轴线A-A；第一和第二钳口构件连接到细长轴的远端，每个钳口构件包括导电组织接触表面，其适于连接到电外科能量源，使得导电组织接触表面能够通过组织传导电外科能量在他们之间；驱动杆至少部分地延伸穿过细长轴，驱动杆可操作地连接到第一和第二钳口构件中的至少一个，使得驱动杆在轴向方向上相对于轴线AA的往复运动引起第一和第二钳口构件钳口构件在彼此间隔开的第一位置和彼此靠近的第二位置之间移动以接合组织；第一致动器可操作地连接到驱动杆，以引起驱动杆沿轴向方向的往复运动，使得第一致动器可操作以使第一和第二钳口构件在第一和第二位置之间移动；第二致动器可操作地连接到驱动杆，以独立于第一致动器引起驱动杆在轴向方向上的往复运动，从而可以调节钳口构件之间的间隔距离。

【 图 1 】

